



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO DE ORTOPRÓTESIS PARA MANO

TESIS

QUE PARA OBTENER TÍTULO DE:

INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA:

POL DAVID TORRES MARTÍNEZ

DIRECTOR DE TESIS:

M.I. ROSA ITZEL FLORES LUNA

MÉXICO D.F.

ABRIL 2012



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

26 de septiembre de 2012

Dedico esta tesis a:

A mi madre, Graciela Martínez, por enseñarme de su infinita voluntad y enfoque.

A mi padre, David Torres, por enseñarme de su inagotable rebeldía, energía y coraje.

A mis abuelos, Joaquín Torres y Monsterrat Latorre, que me enseñaron a aprender de una forma creativa y a ver el mundo desde una perspectiva más humana.

Al resto de mi familia por su apoyo e interés en mi trabajo.

A Ana y su familia por recordarme siempre lo que es digno de ser trabajado y por darme lecciones de voluntad.

A Ariadna y sus amigos por enseñarme a divertirme en lo que sea que haga.

A Ana Lara por echarme una muy buena mano.

A la M.I. Itzel Flores por toda su paciencia, su apoyo, su brillantez y su velocidad de entendimiento.

Al Dr. Jesús M. Dorador por darme la dirección en el diseño y desarrollo de esta tesis.

Al Ing. Mariano Garcia por introducirme al proyecto.

A la M.I. Ana Marissa por su enfoque humano.

A todos y cada uno de mis compañeros en el CDMIT, por compartir sus dudas y experiencias conmigo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por darme la oportunidad de desarrollarme íntegramente como un ingeniero al servicio de las necesidades humanas y por darme una visión infinitamente amplia del panorama.

Conserva celosamente tu derecho a reflexionar, por que incluso el hecho de pensar erróneamente es mejor que no pensar en absoluto.

Hipatia de Alejandría.

La Pregunta

Parte de la naturaleza del ser humano es cuestionar casi todo. Alguien me dijo alguna vez que cualquier invento, avance tecnológico o idea revolucionaria nace de aquel que pudo formularse la pregunta correcta. Tal certeza surge de aquel que sabe que existen infinitas formas de decir lo mismo, cada una de ellas capaz de manifestar distintas consecuencias, distintos resultados, y cada resultado potencialmente genuino y auténtico. «¿Es por eso?», tan simple como el tono con que se dice, el lugar y el momento en que se hace o las personas con quienes se habla. Todo esto nos revela la complejidad de dicha labor. Cualquier factor cambia por completo la idea que nace tras explicar una idea. Lamentablemente cuando por fin inspirados decimos: «¡Eureka!», y tratamos de anunciar la cuestión, dejamos de lado dichos factores; arrogantemente nos olvidamos de que la pregunta también le pertenece al lugar, al espacio y al momento donde y cuando surgió. Ellos también merecen compartir el crédito, lamentablemente no nos importa.

Esta no es una pregunta cualquiera, es una pregunta que no se puede hablar. Hay quien dice que ésta sólo se puede distinguir de las demás cuando se sabe prácticamente todo, y de hecho es lo único que queda por aclarar. Debe saberse que al final dependerá de nuestra tranquilidad si caemos en cuenta de ello o no.

Se siente como una pregunta, pero de ella no es posible articular una sola palabra, no obstante sabemos que existe, la sentimos y es constante. «¿Que? ¿Cómo? ¿Por qué? ¡No nos sirven de nada!», no hay lengua alguna que valga para representarla dignamente; ésta sólo puede compartirse con uno mismo. Tal vez el resto de las preguntas, que nos hacemos todos los días, tienen como objetivo explicar y expresar dicha cuestión. «Nosotros nos entendemos bien... ¿O no?». Pero ¿Como se logra? ¿Cómo siquiera la enunciamos?

Pienso que por medio de la realidad; la naturaleza en que vivimos es básicamente todo lo que se necesita para poder conocerla, escucharla, sentirla o hasta saborearla u olerla. A veces se nos figura como una vocecilla que susurra: «¿Qué pasaría si...?», un indicio de la curiosidad humana. Los mejores intentos le llaman

creatividad; la verdad es que estos conceptos deben apuntar a lo mismo:

Esa enigmática idea que nos debate y nos motiva a mover la mente, la imaginación y las manos para crearla. Para formularla...

...y entonces intentar responderla.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Problemática	1
1.2. Estado del Arte	6
1.2.1. Órtesis para parálisis de plexo braquial	7
1.2.2. Exoesqueletos y mecanismos para dedo	8
1.2.3. Exoesqueletos y mecanismos de la mano.	14
1.3. Objetivos y alcances	15
1.4. Viabilidad y Justificación	17
2. Marco Teórico	23
2.1. Ortoprótisis	23
2.2. La mano	26
2.2.1. Articulaciones	26
2.2.2. Zonas de la mano	28
2.2.3. Arquitectura de la mano	30
2.2.4. El ahuecamiento palmar	31
2.2.5. Tipos de prensión	32
2.2.6. Posición funcional de la mano	36
2.2.7. Oposición del pulgar	37
2.2.8. Vasos sanguíneos del dedo	40
2.3. Ecuaciones de ventaja mecánica	43
2.4. Síntesis gráfica GCP.	48
3. Diseño conceptual y configuración	63
3.1. Identificación de las necesidades	63
3.2. Especificaciones objetivo	65
3.3. Funciones	70
3.4. Conceptos de solución	72

3.4.1.	Flexoextensión del dedo	73
3.4.2.	Corrección postural	74
3.4.3.	Amplificación mecánica	74
3.4.4.	Regulación	75
3.4.5.	Bloqueo	76
3.4.6.	Generación o recepción de energía.	77
3.4.7.	Transmisión	78
3.4.8.	Embrase a la mano	79
3.4.9.	Sujeción al/los dedo(s)	80
3.4.10.	Contención o retención	80
3.5.	Arquitectura	82
4.	Diseño a detalle	93
4.1.	Descripción del caso clínico	94
4.2.	Adquisición de datos	95
4.2.1.	Antropometría de la mano	95
4.2.2.	Excursión y Fuerza	97
4.2.3.	Ángulos de flexión JI	102
4.2.4.	Fuerza de prensión	103
4.3.	Síntesis dimensional	103
4.4.	Análisis de posición	104
4.4.1.	Mecanismo NA	108
4.4.2.	Mecanismo NC	111
4.5.	Diseño de las piezas (CAD)	113
4.5.1.	Mecanismo del dedo (NA)	114
4.5.2.	Mecanismo del dedo (NC)	119
4.5.3.	Sistema de transmisión	121
4.5.4.	Sistema de suspensión	122
4.5.5.	Oposición del pulgar	123
4.6.	Análisis de fuerzas en el mecanismo	125
4.6.1.	Configuración NA	126
4.6.2.	Configuración NC	138
4.7.	Análisis por elemento finito	140
5.	Prototipos, pruebas y resultados	147
5.1.	Corte CNC laser.	147
5.2.	Sistemas auxiliares	150
5.3.	Descripción del prototipo	152

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	III
5.4. Pruebas	154
6. Conclusiones y trabajo a futuro	159
A. ISQ	167
B. Análisis de posición y fuerzas (Mathematica V7)	173
C. Planos (configuraciones NA y NC)	209
Fuentes impresas	223
Referencias electrónicas	227
Glosario	231

Capítulo 1

Introducción

En este capítulo se expone la problemática de trabajo, la cual se desarrolla en torno a la parálisis braquial y sus causas, incluidas las de tipo obstétrica. No obstante, se sabe que actualmente existen pocos dispositivos dedicados al tratamiento de dicho problema, por lo que este trabajo se inspira en aquellos que sugirieren alternativas para la flexoextensión de los dedos, principal reto de diseño del proyecto.

Por otro lado, se da una breve introducción a los traumatismos del plexo braquial, dando especial atención a aquellos de origen obstétrico.

Finalmente se enuncian los objetivos tanto del proyecto como de la investigación y se argumenta su viabilidad desde un enfoque médico mediante una previa definición de las leyes básicas de la ortopedia.

1.1. Problemática

El presente trabajo se enfoca a la generación de una alternativa para la asistencia de la prensión en personas que sufren debilidad o invalidez en alguno de sus miembros superiores. Particularmente, este proyecto se origina como apoyo por parte del Centro de Diseño e Innovación Tecnológica de la UNAM hacia un cliente que padece *parálisis braquial obstétrica* (lesiones C5 a T1) y quien, por indicación de su médico tratante, propone el desarrollo de un dispositivo que le ayude a abrir y cerrar su mano, de modo que ésta sea capaz de asistirle en las labores cotidianas.

Como ya se mencionó, los recursos técnicos y documentales de los que actualmente se dispone para tratar tales casos son escasos, por dicha razón,

y por el nivel de sofisticación que se requirió, se planteó el desarrollo de una ortoprótesis con características similares a los dispositivos que se exponen en en la sección 1.2, cuyo enfoque de desarrollo es la flexoextensión de los dedos.

Lesiones de plexo braquial

El plexo braquial es un conjunto nervioso localizado en la base lateral del cuello. Sus funciones principales son la inervación motora, la inervación sensitiva y la inervación simpática de la piel (i.e. glándulas sudoríparas y vasos sanguíneos). Éste inicia con la anastomosis de las ramas primarias anteriores y posteriores de los nervios espinales C5, C6, C7, C8 y T1; presenta algunos aportes de C4 y T2. Para comprender mejor su anatomía se le ha subdividido en: 5 raíces, 3 troncos, 6 divisiones y 3 cordones o fascículos [1, 2]. Véase la figura 1.1.

También se le ha dado clasificación a los nervios terminales, llamados ramas; éstos surgen de los tres cordones, medial, posterior y cubital, y son cinco: nervio musculocutáneo, nervio axilar, nervio radial, nervio mediano y nervio cubital.

Por lo anterior, se puede conocer la procedencia de cada una de las ramas al seguir el trayecto nervioso desde las raíz, y así, deducir el origen de alguna parálisis. Ver figura 1.2.

Las definiciones, anteriormente hechas, servirán para explicar las lesiones de plexo, de las cuales existe una gama que toma relevancia por su frecuente incidencia: la parálisis de Erb y la parálisis de Klumpke.

Así pues, las lesiones del plexo se pueden clasificar en supraclaviculares (75% de incidencia), retroclaviculares (0.01%) e infraclaviculares (24.99%). Las lesiones supraclaviculares, por ser las mas frecuentes se subdividen, según el tronco nervioso que afectan, en superiores, medias e inferiores [5].

La **parálisis de Erb Duchenne** se debe a las lesiones del tronco superior, que conecta con las raíces C5 y C6. La **parálisis de Déjerine Klumpke** es debida al daño del tronco inferior, que conecta con las raíces C8 y T1. Desde luego, existe una lesión más que corresponde al tronco medio y que conecta con la raíz C7, ésta es muy poco frecuente y produce la **parálisis de Remack**. Es posible observar cualquier combinación entre estos tres cuadros, llegando incluso a presentarse un daño extendido sobre todas las raíces [5].

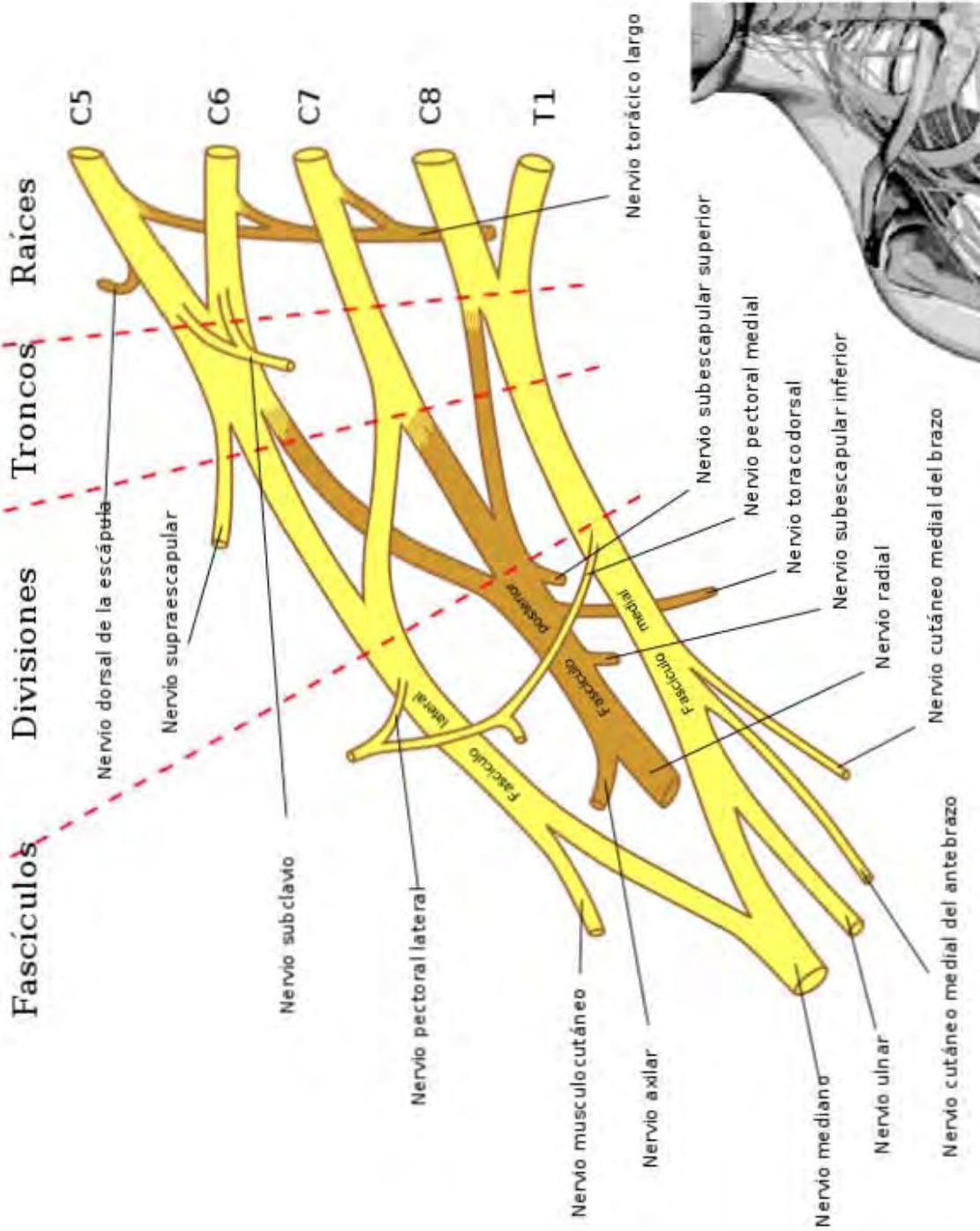


Figura 1.1: Diagrama anatómico del Matorpaedia [3]

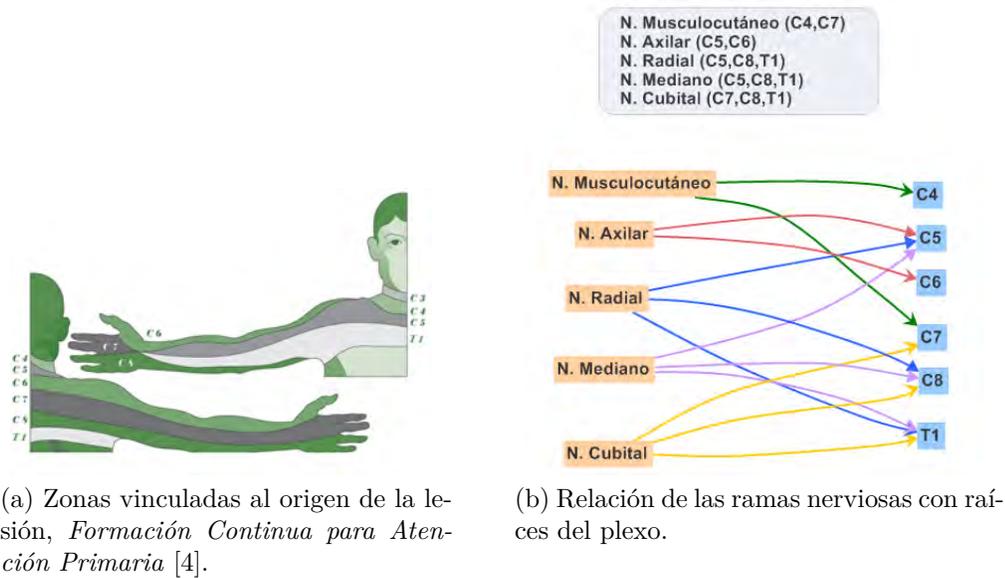


Figura 1.2: Relaciones de parálisis por lesión cervical.

Epidemiología y causas

Las lesiones de plexo braquial tienen gran cantidad de incidencia en adultos por accidentes automovilísticos¹. Otras causas son heridas por arma blanca o de fuego.

Por otro lado, la incidencia de lesiones obstétricas (que es causa de desarrollo del presente proyecto) oscila de uno a dos entre cada mil nacimientos en los países industrializados. Aunque la mayoría de los recién nacidos se recuperan espontáneamente (a los seis meses en el 80 % de los casos Chavez [1]), entre un 10 % y 20 % queda con una debilidad permanente Niurka [5], L. Emmet Holt [6], Reyes [7]. Ver tabla 1.1.

La mayoría de estos traumas se debe a complicaciones durante el nacimiento que, muy frecuentemente, se relacionan a malas prácticas médicas; el exceso de tracción en el cuello para liberar el hombro del bebé de la pelvis materna ha sido identificada como causa principal [1][12].

¹70 % de las lesiones del plexo braquial traumáticas se producen por accidentes de tráfico y el 70 % de estas se deben a accidentes de motocicleta o ciclomotor Niurka [5].

Año	Lesiones registradas	Recién nacidos lesionados	Total de nacidos	% de lesionados	% del total
2008	66	170,767	1,978,380	0.038	0.003
2009	74	145,945	2,058,707	0.05	0.0036
2010	84	148,009	2,073,111	0.056	0.004

Cuadro 1.1: Incidencia de lesiones de plexo en recién nacidos; México [9-11].

Tratamientos

Aunque es necesaria la participación del médico rehabilitador y el fisioterapeuta, la recuperación generalmente debe ser asistida por cirugías. Ahora bien, el tratamiento sugerido por Niurka [5] consta de los siguientes puntos:

- Evaluar el grado de parálisis (Fuerza, rango de movilidad, sensibilidad).
- Seguimiento de la progresión y la mejoría.
- Indicación de **órtesis y férulas** para evitar contracturas o deformidades, o para corregir las ya existentes.
- Indicación y realización de terapia física con **electroestimulación** muscular.
- Realización de **kinesiterapia pasiva**, esencial para evitar las contracturas y rigidización articular.
- **Kinesiterapia activa** para potenciar la musculatura funcional.
- Instrucción al paciente para la realización de ejercicios que mantengan la flexibilidad de las articulaciones y potencien la musculatura, así como estimulación táctil.

Figura 1.3: Mano de un niño afectada por la *parálisis de Erb Duchenne* [8]



Figura 1.4: Causa principal de parálisis braquial obstétrica, *Casos Infantiles: Distocia de hombro y lesiones de plexo braquial*. [13]

- Mediante la **terapia ocupacional** se enseña al paciente a utilizar la extremidad en las actividades de la **vida diaria** y el trabajo.
- *Si hay cirugía*, el brazo intervenido debe permanecer inmovilizado por un plazo de 6 a 12 semanas y por lo tanto se debe realizar un programa postoperatorio para recuperar el balance muscular y articular.

1.2. Estado del Arte

Uno de los objetivos fundamentales de los dispositivos ortoprotésicos es reproducir de manera semejante e integral la capacidades que ha perdido una persona tras algún trauma en el sistema neuromusculoesquelético (amputaciones, lesiones cervicales, lesiones musculares, fracturas, neuropatías, etc.), ésto resulta muchas veces limitado por las actuales posibilidades tecnológicas de los investigadores y/o técnicos especializados en estos campos. A pesar de ello, los avances en control, mecánica y electrónica han permitido desarrollar dispositivos que captan datos a partir del movimiento corporal y los convierten en instrucciones que gobiernan a una máquina, i.e guantes hápticos² (*CyberGlove Systems*®, [14]; *EXOS Hand Master*, [15]). Por supuesto, también es posible transferir dichas instrucciones a una máquina cuya tarea es la de dirigir los movimientos del cuerpo de una persona o de suplir las funciones

²La háptica es una nueva vertiente tecnológica que se dedica al estudio de las sensaciones (principalmente táctiles) y del desarrollo de dispositivos que exploten estas capacidades para una mejor comunicación con las máquinas.

de algún órgano deficiente (*i-LIMB*[®], *RB3D Hercule*[®], *Jaeco*[®]).

En cuanto a los materiales, actualmente es posible encontrar aleaciones metálicas de baja densidad (Al2Cu - Al2CuMg) y plásticos con excelentes propiedades mecánicas (i.e. Nylon[®], Kevlar[®], Makrolon[®]), lo que permite disminuir el peso de los componentes ortésicos, un tópico de gran importancia para el usuario. Por su lado, los bien conocidos métodos de síntesis mecánica, junto con los novedosos sistemas CAD/CAM/CAE (del inglés Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture / Computer Aided Engineering), aportan nuevas formas de proyectar el diseño y análisis de las piezas que constituyen tales aparatos (puede decirse que el reto es maximizar las posibilidades de movimiento, así como la eficiencia mecánica y a su vez minimizar el espacio que se ocupa).

Cabe destacar que, para casos en los que no hay expectativa de recuperación (lesiones cervicales severas), la idea de apoyar o asistir el movimiento también se ha tornado en una opción viable. La finalidad es extender los límites fisiológicos del discapacitado a la vez que se evita sobrecarga a otros miembros encargados de remplazar tales funciones (por ejemplo el otro brazo, la otra pierna).

Se entiende entonces que la medicina física se encuentra siempre en exploración de nuevos métodos y aparatos para conseguir una óptima rehabilitación y/o una mejor calidad de vida. Dicho lo anterior, este trabajo propone un mecanismo destinado a asistir las tareas cotidianas de personas con algún tipo de parálisis o debilidad, específicamente en la mano.

1.2.1. Órtesis para parálisis de plexo braquial

Son dispositivos especialmente enfocados al tratamiento de las parálisis por lesión en plexo braquial, así como a la restitución de las funciones perdidas a causa de dicha invalidez; se encontraron dos tipos:

- El primero, conocido como brazo *de camarero* o *en saludo militar* (fig. 1.5), consiste en una férula que inmoviliza la extremidad superior; tiene la función de mantenerla en la posición más adecuada hasta obtener la recuperación nerviosa, o suplir los déficits neurológicos dando la mayor funcionalidad posible. Según sea el grado de la lesión habrá una afección más o menos completa de la extremidad, por lo que las órtesis, se adaptarán a cada caso particular [16].

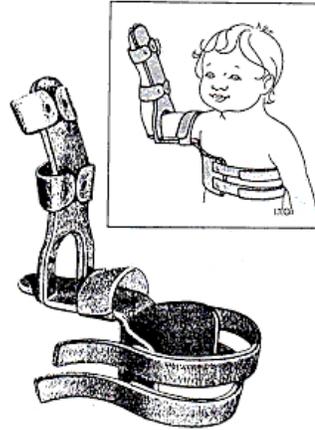


Figura 1.5: Órtesis de brazo de camarero o en saludo militar, UDABOL [16]

- El segundo, es la órtesis para el brazo flácido (*flail arm splint* en inglés), inicialmente concebida por R. Redheady y modificada por C.B. Wynn Parry. Es un dispositivo que proporciona las mismas funciones que una prótesis de gancho, con la ventaja de conservar el propio brazo (fig. 1.6a y 1.6b) . No se puede lograr la movilidad del hombro, pero en cambio, la férula soporta eficazmente el peso del brazo y evita la subluxación glenohumeral. Mediante la articulación mecánica del codo, se puede conseguir un movimiento de flexo-extensión, mantener la muñeca en posición funcional y, con la incorporación de diversos elementos terminales, sustituir y restablecer la pérdida de prensión en la mano [16].

1.2.2. Exoesqueletos y mecanismos para dedo

En contraste con las órtesis anteriormente expuestas, lo que se pretende aquí es usar la misma mano para restaurar la prensión. No obstante, bajo ese punto de vista, muchos investigadores han establecido que el aspecto primordial a resolver se ubica en el dedo; básicamente, varios de los trabajos encontrados se enfocaron en el movimiento de uno sólo, el índice (para en algún futuro extrapolar la solución al resto de la mano).

Se debe anticipar que la impresión inicial ante muchos de estos dispositivos es el exceso de elementos y el espacio necesario para lograr un movimiento



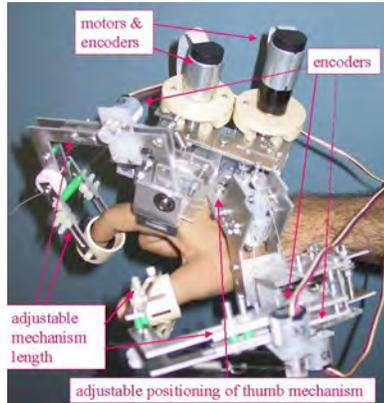
Figura 1.6: Órtesis funcional para parálisis de plexo braquial, UDABOL [16]

tan simple, como lo es la flexoextensión de las articulaciones interfalángicas:

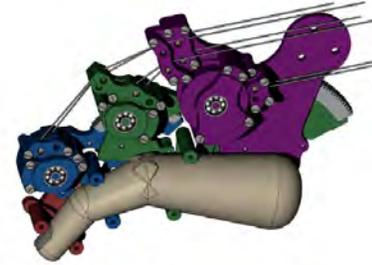
- P. Stergiopoulos et al. [17] proponen un exoesqueleto háptico para fines de investigación en ergonomía, y aunque su finalidad es diferente a la que interesa aquí, ésta configuración sugiere algunos conceptos viables, como el que se explica en seguida (figura 1.7a):

Se compone de un mecanismo de cadena abierta o serial que al acoplarse a la punta del dedo (falange distal), crea un mecanismo paralelo o de cadena cerrada. La trayectoria de la punta es obtenida a partir de igualar las *ecuaciones cinemáticas* correspondientes al mecanismo y al dedo mismo; de aquí obtienen una ingeniosa forma de relacionar los ángulos de flexión en cada falange con los ángulos del mecanismo; finalmente, estos ángulos son registrados por unos sensores y transferidos a una computadora para su posterior análisis. Cabe destacar que este mecanismo tienen la ventaja de permitir prácticamente todos los movimientos del dedo.

- En la figura 1.7b se muestra el mecanismo desarrollado por T.T. Worsnopp et al. [18]. Ellos son de los primeros en tomar el reto de producir un exoesqueleto, para dedo, que proporcione fuerza en el agarre. Éste es capaz de actuar cada falange por separado usando un sistema de engranes y poleas. La entrada de movimiento es un cable que, al ser halado en un sentido, produce el movimiento de extensión; y de flexión si se hace a la inversa. Son necesarios dos motores por cada articula-



(a) Dispositivo de Panagiotis, Stergiopoulos, Fuchs y Laugeau [17]



(b) Dispositivo de T.T. Worsnopp, Worsnopp y col. [18]

Figura 1.7: Exoesqueletos para dedo

ción del dedo, teniendo un total de seis actuadores, seis cables y seis poleas. Es debido mencionar que dicho dispositivo fue diseñado para tolerar hasta 2 [N] aplicados perpendicularmente sobre la articulación interfalángica proximal (PIP), al cerrar la mano.

- En tanto, Ismail Haken et al. [19] concluyeron, en el año 2009, el desarrollo de un exoesqueleto enfocado al tratamiento de lesiones tendinosas en el dedo. Su mecanismo usa pequeños resortes como eslabones flexibles, lo que permite a cada falange posicionarse mejor dependiendo de la forma del objeto asido. Por otro lado, también se restringe la velocidad con la que el usuario flexiona y extiende los dedos, de tal manera que puede resistir el movimiento o asistirlo. La importancia de su investigación recae en el análisis que realizan sobre los diferentes niveles de trabajo en los músculos extensores³, bajo cuatro condiciones distintas: activa (el usuario ejerce fuerza) con exoesqueleto, pasiva (el usuario no ejerce fuerza) con exoesqueleto, activa sin exoesqueleto y pasiva sin exoesqueleto. El objetivo de su trabajo fue mostrar los efectos que tiene el uso de exoesqueletos o artefactos similares sobre la actividad muscular correspondiente. Los resultados muestran que ésta cambia considerablemente si se les usa o no de manera activa (ver fig. 1.8).

³Extensor digitorum communis y extensor indicis proprius.

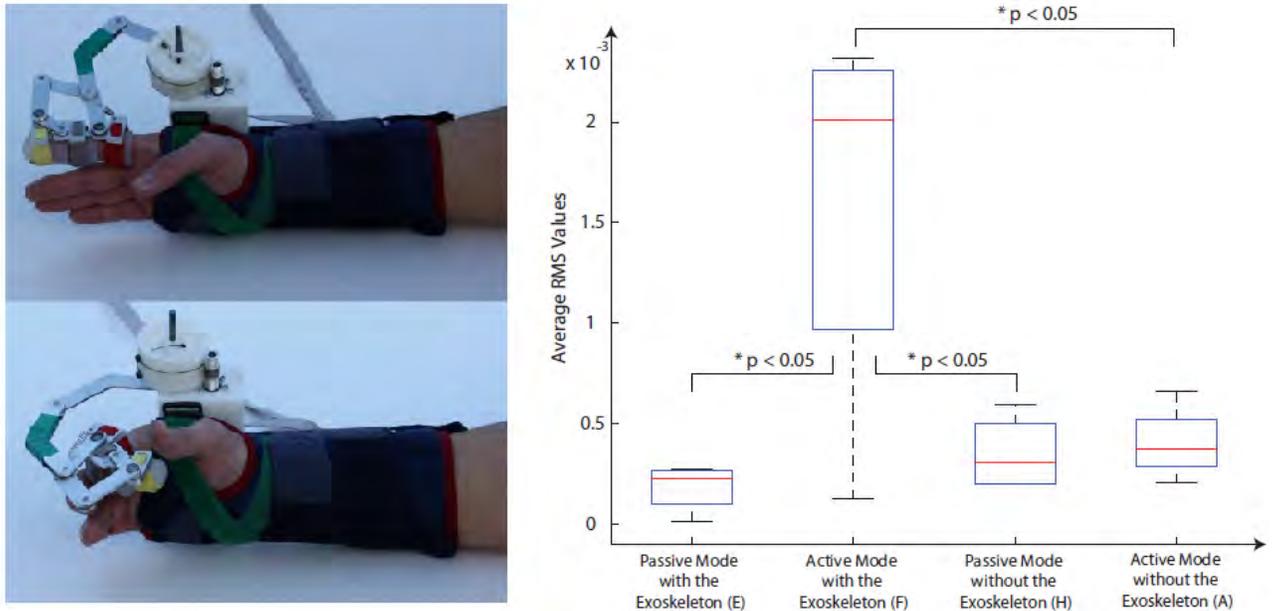


Figura 1.8: Dispositivo de Ismail Haken et al. y su correspondiente gráfica de actividad muscular (modalidades activa y pasiva), Ertas y col. [19]

- El mecanismo de Ju Wang y Jiting Li et. ál. [20], similar al de T.T. Worsnopp, agrega una corredera lineal sobre cada falange para dar mayor libertad de movimiento; además, no usan engranes si no poleas que a su vez, mueven una sección de volante; ésto se repite por cada articulación. El interés de su diseño radica en el rango de movimiento que se posibilita (o que se restringe); por lo que calcularon el espacio de trabajo del dedo con y sin exoesqueleto. Lo anterior se ilustra en la gráfica de la figura 1.9.

Como conclusión, se vuelve evidente que la libertad de flexoextensión del dedo forzosamente se ve disminuida al instalar un mecanismo externo.

- Por su parte, Lenny Lucas, Matthew DiCicco y Yokyo Matsuoka [21] desarrollaron un dispositivo que se vincula en gran medida al trabajo aquí expuesto; de hecho, éste es desarrollado para un paciente con cuadruplejía (lesiones en columna C5/C6). A grandes rasgos se constituye del mecanismo eslabonado que se muestra en la figura 1.10a, el cual es

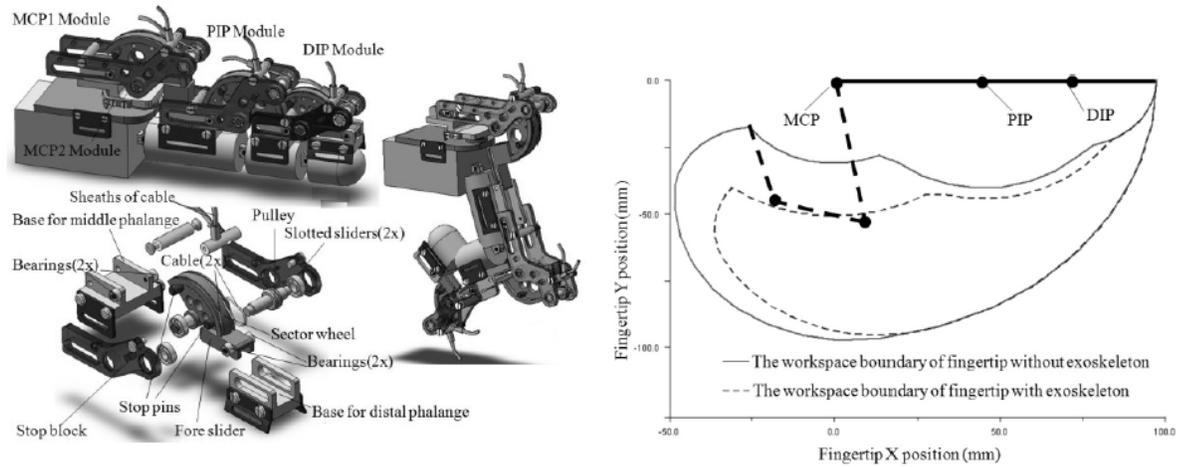


Figura 1.9: Grafica de espacio de trabajo del dedo y dispositivo de Ju Wang, Wang y col. [20]

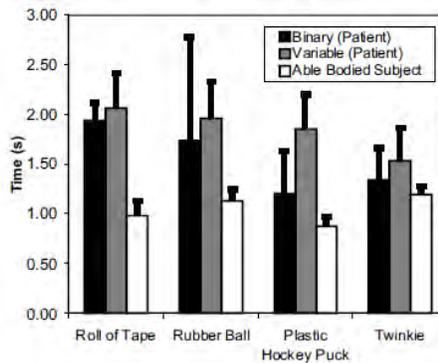
actuado mediante un pistón neumático que recibe señales de un sistema mioeléctrico (EMG). Cabe mencionar que también realizaron un breve experimento para, de alguna manera, medir la funcionalidad y rapidez del aparato; en la figura 1.10b se ilustra el tiempo dedicado al agarre de cierto objeto determinado (donde también se cotejan las diferencias entre un participante discapacitado y uno sano) y junto hay una tabla que muestra las posibilidades de éxito de la tarea correspondiente, así como el peso de cada objeto (i.e. una cinta adhesiva, una pelota de goma, un cepillo de dientes, un disco de hookey, un mazo de cartas, etc). Ver fig. 1.10c.

- Dentro de los últimos desarrollos se encuentra el de Brizuela M. Jorge A. et al. [22]. Ellos desarrollan un aparato de rehabilitación para los dedos basado en músculos neumáticos, éste, al igual que el de Ismail Haken et al., es capaz de realizar terapias activas o pasivas. Tal aparato se centra en la automatización de los ejercicios de terapia, por lo que también proporciona una interfaz gráfica amigable al usuario (GUI); la cual permite elegir entre varias rutinas de entrenamiento.
- Particularmente, al tratarse de una prótesis, en 2005 Deaniel Dean Didrick [23] desarrolla un mecanismo eslabonado, el cual, mediante



(a) Dispositivo en uso.

Trial Object	Pinching Thickness (inches)	Weight (lbs)	Frequency of Grasping Success (minimum 5 trials) Binary Variable	
Roll of Tape	3/4	0.33	100%	100%
Rubber Ball	1	0.23	100%	100%
Plastic Hockey Puck	1	0.13	100%	100%
Twinkie™	1	0.09	50%	60%
Toothbrush	1 3/16	0.71	0%	0%
Deck of Cards	1/2	0.31	0%	0%



(b) Tabla de resultados de la experimentación

(c) Gráficos del tiempo que lleva agarrar un objeto con este dispositivo

Figura 1.10: Dispositivo de Lenny Lucas et al., Lucas, DiCicco y Matsuoka [21]

unas argollas especiales, se adapta al muñón de un dedo amputado. Éste debe conservar la articulación metacarpofalángica (MCP) para poder funcionar. Tras flexionar dicha articulación, el mecanismo produce el movimiento correspondiente a lo que sería la primera y segunda falange, semejando un dedo real. Su mención se debe a que dicha arquitectura sugirió una configuración viable para el desarrollo de la *ortoprótesis de mano* (capítulos tres y cuatro).

1.2.3. Exoesqueletos y mecanismos de la mano.

Hasta el momento se han descrito algunos sistemas enfocados al movimiento de un solo dedo. Ahora se expondrán aquellos que contemplaron la mano completa en su diseño. Debe anticiparse que éstos se distinguen de los anteriores al involucrar los cinco dedos, por lo que los esfuerzos de diseño se centran en resolver problemas de coordinación y obstaculización. Los exoesqueletos hápticos entran en esta categoría y, aunque la idea bajo la cual fueron desarrollados es la de sensar (detectar con precisión los ángulos entre cada junta interfalángica), sugirieron varias configuraciones aplicables al trabajo actual.

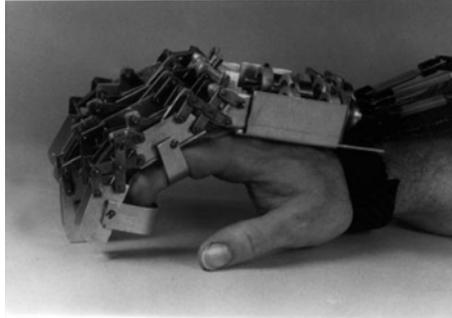
- Bobby L. Shields [24] es de los primeros en intentar mover todos los dedos de la mano. Su desarrollo se enfoca en evitar la fatiga de ésta durante las actividades cotidianas de un astronauta, de ésta manera propone un mecanismo que es capaz de *seguir* el centro de rotación de cada articulación interfalángica (IP) durante la flexión (usa la regla de Kennedy). Ver figura 1.11a.
- *CyberGrasp* desarrollada por James F. Kramer et al. [14] para *Virtual Technologies, INC.*, es un guante háptico comercial. En éste, cables guiados por una estructura circular son adaptados ingeniosamente a las falanges distales, lo que permite sensar la mayoría de los movimientos existentes en el dedo sin ser éstos limitados. Tal dispositivo también es capaz de retroalimentar una fuerza virtual a la mano del usuario al halar los cables mediante unos motores DC, generando así un efecto mas realista (debe destacarse que, el guante *CyberGrasp* se ha llegado a usar para rehabilitación de pacientes con parálisis braquial de origen neurológico). Ver figura 1.11b.
- *EXOS, Dextrous Hand Master* Worsnopp [15] es un coodesarrollo entre el MIT y la universidad de Utah (fig. 1.11c). Éste mecanismo es conocido por sus siglas en ingles como DHM (de Dextrous Hand Master) y ha sido reproducido por las universidades de París y Taiwan. Consiste de un exoesqueleto de fibra de carbono que se adapta a la mano mediante bandas o un guante elástico. Éste se extiende sobre todos los dedos, excepto el meñique y tiene un total de 16 GDL (grados de libertad). Su enfoque de diseño se centra en todo el proceso de sensado de la señal (un sensor en cada junta). A pesar de ello, el mecanismo es una buena sugerencia para la creación de un dispositivo ortésico.

- John F. Farrel et al. [25] produjeron un tipo de órtesis dinámica que extiende los dedos de la mano. El invento, llamado *Saeboflex®*, es usado para rehabilitación de personas con dificultades de extensión de la mano a causa de embolias o derrames cerebrales (causas de origen neurológico). Este dispositivo se vale de unas correas para halar unos dedales ajustados a cada dedo. Las correas son guiadas por varias barras (una por cada dedo) hacia el dorso de la mano donde se puede ajustar fácilmente su tensión. Ver figura 1.11d.
- *The Exoskeleton Hand Robotic Training Device* (julio, 2011), hecha por N.S.K. Ho, K.Y. Tong et al. [26], es un ejemplo de órtesis mioeléctrica desarrollada para los mismos fines que *Saeboflex®*. Como se puede apreciar en la figura 1.11e, el mecanismo parece una ingeniosa re-adaptación del DHM de Utah/MIT, sin embargo, la diferencia radica en que usa correderas circulares para asegurar la flexoextensión en cada articulación de los cinco dedos.
- Las órtesis para agarre de *Jaeco®* [27, 28], son dispositivos comerciales ampliamente usados para parálisis braquial. Ver figura 1.11f. Éstas permiten el cierre de los dedos índice y medio contra el pulgar, el cual se encuentra fijo y aunque inmoviliza muchas zonas de la mano, facilita el agarre de una gran cantidad de objetos. El mecanismo no es muy elaborado, consta de un a palanca en "L" que sujeta y flexiona los dedos índice y medio del usuario. Dicha palanca es actuada mediante un pistón eléctrico, el cual se puede controlar mediante señales mioeléctricas (EMG) o un switch manual tipo on/off.

Los dispositivos expuestos son el estado del arte que se ha considerado relevante; sin embargo, existen muchos más, de los cuales se invita al lector a conocer en la referencia [15].

1.3. Objetivos y alcances

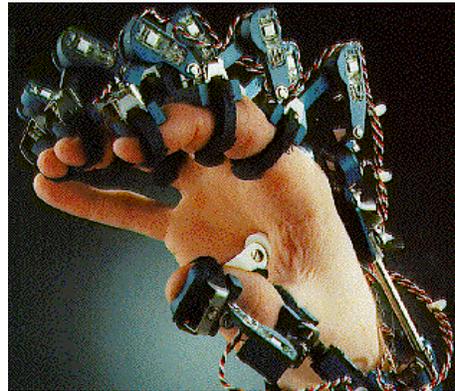
Este proyecto tiene como objetivo probar la factibilidad de uso de un dispositivo ortoprotésico con características similares a los que se revisaron en la sección anterior. La intención es facilitar las labores cotidianas de un usuario con parálisis braquial, independientemente de cual haya sido la causa de su afección. Se desea así que este dispositivo pueda ser usado para asistir



(a) Exoesqueleto de Shields, Shields y col. [24]



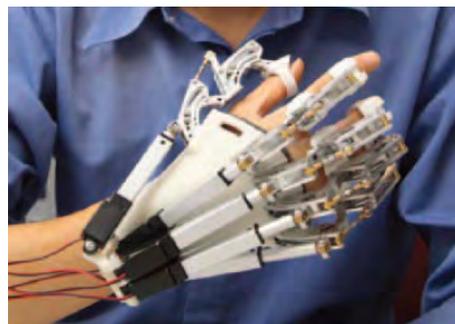
(b) Cybergrasp®, Kramer y col. [14]



(c) EXOS Dextrous Hand Master, Worsnopp [15]



(d) SaeboFlex®, Farrell y Hoffman [25]



(e) EMG Exoskeleton de la Universidad Politécnica de China, Ho y col. [26]



(f) Power Grip Assisted Grasp Orthosis de Jaeco®, Mark Conry [27]

Figura 1.11: Diferentes exoesqueletos y ortoprótesis

la función de prensión, o dado el caso, suplirla por completo realizando pocos ajustes.

También se presentará una novedosa técnica para el análisis y síntesis de mecanismos planos (los cuales, son el componente básico de muchas ortoprótesis) usando herramientas computacionales CAD a través de un método conocido como Programación de Restricciones Geométricas (GCP). En secciones posteriores se explicará esta alternativa, que no sustituye los métodos actuales de síntesis mecánica, si no que los complementa e incluso es bastante útil para mejorar la percepción mecánica, cinética y espacial de quien lo practica.

Alcances del proyecto:

- Proposición y construcción de alternativas para el sistema de flexoextensión de los dedos.
- Evaluación del desempeño de las alternativas mediante métodos de análisis mecánico y prototipado de los mismos.
- Construcción de modelos de prueba para el sistema de transmisión y suspensión.
- Evaluación del sistema de flexoextensión mediante el auxilio de los modelos de transmisión y suspensión.

1.4. Viabilidad y Justificación

Muchos de los dispositivos ortopédicos actuales se ven forzados a limitar otras funciones, llegan a provocar lesiones, ocupan demasiado espacio y no son prácticos para su uso cotidiano. Por tanto, podría cuestionarse el desarrollo de artefactos que, a la vez que restablecen o rehabilitan cierta función corporal, irrumpen o estorban en la libre acción de otras; lo cual es inevitable.

Por lo anterior, este proyecto trata de conseguir un equilibrio entre la cantidad de *funciones generadas*⁴ y la *libertad restringida* (cantidad de funciones o movimientos obstruidos en el usuario sin la intención de hacerlo). Puede

⁴Suma de todas las funciones restituidas en el paciente inválido y la capacidad de cada una para ser repetible, precisa, exacta y reproducible.

decirse que un buen balance entre estos dos conceptos es la característica necesaria en el aparato ortopédico para ser *práctico o funcional*.

También se debe prestar atención a la interacción entre la misma *funcionalidad* y el *efecto invasivo* (entiéndase por esto como las lesiones o reacciones no deseadas en el cuerpo del usuario, i.e. número e importancia de las funciones o estructuras que son dañadas sin la intención de hacerlo). A la relación propuesta se le llamará, para efectos explicativos, *adaptabilidad*. Es así como, el presente trabajo se fundamenta para promover un nuevo diseño que optimice dicha característica.

Como se desea recuperar cierta movilidad, entonces, el hecho de disponer de un aparato *funcional y adaptable* está directamente relacionado con una mayor motivación por parte del usuario. Como consecuencia debe existir mayor frecuencia de uso así como un proceso de adaptación más rápido (siempre y cuando se mantenga una limitación en las lesiones provocadas).

El planteamiento anterior se apoya en ciertos principios biológicos, los cuales son ampliamente estudiados en el campo de la medicina física. Éstos son conocidos como *las leyes de la ortopedia y el principio de supercompensación*.

- **Las leyes de la ortopedia**, compiladas por Urrutia [29], son principios básicos para el diseño ortopédico, ya que advierten al diseñador sobre el comportamiento del tejido vivo (específicamente los huesos), al integrarse éste, como elemento funcional de alguna órtesis.
 - La **ley de Hilton** dice: «*reposo e inmovilización para articulaciones dolorosas; los troncos nerviosos que inervan la articulación también inervan la piel que la rodea y los músculos que la movilizan*». Esta ley también habla sobre el **dolor referido**. Lo que se observa en la práctica es que un nervio, cuyo territorio abarca muchas estructuras, puede manifestar dolor en cualquiera de ellas, y no necesariamente en la que se halla afectada [29]. Bajo este principio, muchos dispositivos pasivos han sido desarrollados.
 - La **ley de Wolf** ([30], capítulo 1) es la piedra angular para muchos sistemas ortésicos; tiene varios postulados:
 - Primero «*las deformidades óseas se deben a adaptaciones mecánicas de los huesos y se traducen en alteraciones en sus capas de hueso cortical; todo este cambio estructural se basa en una ley matemática de esfuerzos*».

- Segundo «*si un hueso normal es físicamente cargado en una nueva dirección, su estructura y forma pueden cambiar de acuerdo a su nueva función; si un hueso deforme es rectificado y su función normal es restaurada, toda la estructura del hueso retorna a su forma original*».
- Tercero «*cada cambio en la forma y la función del hueso o sólo de su función, es seguida por ciertos cambios definidos en su arquitectura interna e igualmente por alteraciones secundarias definidas en su conformación externa de acuerdo con las leyes matemáticas de esfuerzo*».
- Por su lado, **Heuter** enuncia el principio: «*el crecimiento de la placa fisaria⁵ es inversamente proporcional a la compresión que se ejerce sobre ella*». En algunas ocasiones se hace referencia a éste, como el principio inverso de la ley de Wolf. «*El mecanismo inverso ocurre cuando se ejerce tracción sobre las placas de crecimiento en los sitios de inserción tendinosa, donde la placa se separa y crece constantemente luego del estímulo, al mismo tiempo que se calcifica*» [29]. Para el caso tratado aquí, esta ley no tiene gran relevancia, ya que el paciente es adulto; sin embargo es importante mencionarla.
- Por otro lado, se debe hablar de cierto fenómeno conocido como **supercompensación**; éste ayudará a entender por qué en muchas ocasiones es preferible mantener cierta constancia en el ejercicio y para efectos de rehabilitación, una práctica frecuente. Tal principio es bien entendido por atletas e instructores de acondicionamiento físico ya que gracias a él somos capaces de mejorar nuestras habilidades; dicho de otra forma, es el resultado del entrenamiento y permite a nuestro cuerpo adaptarse a los cambios del entorno.

Cuando un deportista entrena, inmediatamente después, su rendimiento baja (debido al esfuerzo). Pasado un tiempo, el nivel se recupera e

⁵La placa de crecimiento, también conocida como placa epifisaria, placa fisaria o fisis, es el área de cultivo de tejido, cerca de los extremos de los huesos largos en los niños, niñas y adolescentes. Cada hueso largo tiene al menos dos placas de crecimiento: una en cada extremo del hueso. La placa de crecimiento determina la futura longitud y forma del hueso maduro. Cuando el crecimiento se completa (en algún momento durante la adolescencia) las placas fisarias se estrechan y son sustituidas por huesos sólidos.

incluso hay un periodo en el que éste es más alto de lo que inicialmente era (antes del entrenamiento inicial); esto es conocido como *periodo de supercompensación* y, si el atleta practica nuevamente durante este lapso, posteriormente alcanzará puntos de rendimiento más altos. Lo mismo suele suceder con las fisioterapias (kinesiterapia, ver sección 1.1), aunque no tan rápido.

Este fenómeno biológico es bien explicado por la ley de Engelhardt: «a toda acción de destrucción (carga de entrenamiento), corresponde una reacción de síntesis (recuperación); al mismo nivel (compensación) y, por encima de este (supercompensación)». Véase figura 1.12. Por supuesto, las implicaciones de esta ley no son tan evidentes y requerirían de una amplia introducción a la fisiología celular, lo que está fuera del alcance de esta tesis; no obstante es suficiente, como recurso, contar con el conocimiento de dicho fenómeno para justificar el uso de una ortoprótesis con las características expuestas en el presente trabajo.

Todos los principios mencionados así como las indicaciones terapéuticas listadas en la sección de tratamientos sustentan la viabilidad de un aparato ortoprotésico que asista el uso de la propia mano paralizada. Específicamente, de la ley de Wolff, se puede inferir que la formación ósea de las falanges de una mano se adapta directa y dinámicamente a las cargas que éstas reciben

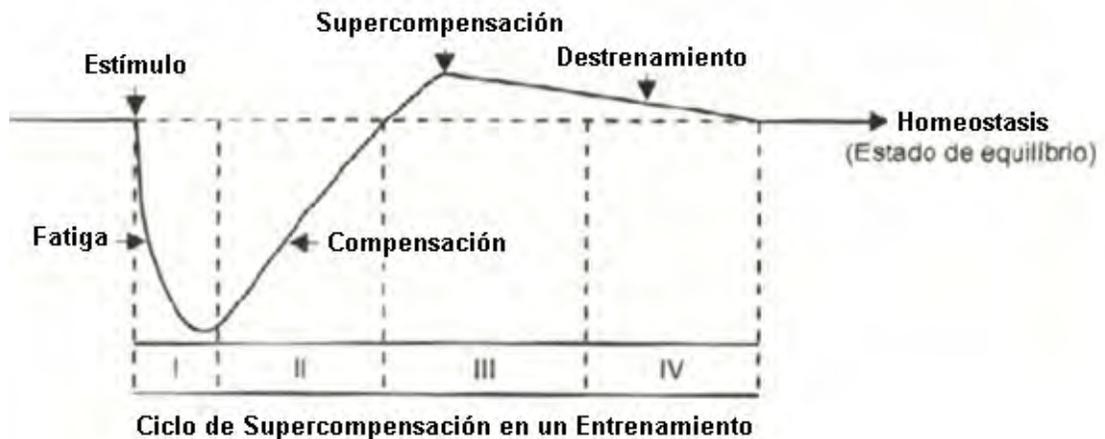


Figura 1.12: Ciclo de supercompensación, *La supercompensación en el entrenamiento* [31]

durante la presión inducida por un aparato externo (también puede decirse que existe cierta actividad muscular), y si dicha acción es controlada y regulada en una mano, afectada por parálisis, con el tiempo, se podrá hablar de un reacondicionamiento en beneficio de dicho órgano (supercompensación). Por su lado, las leyes de Hilton y Heuter, sirven como elementos de prevención y detección de fallas de *adaptabilidad* en el dispositivo desarrollado. Como conclusión, es esencial tomar en cuenta dichos principios, ya que la *funcionalidad* de una órtesis, prótesis u ortoprótesis también es consecuencia de asimilar en el diseño los procesos naturales del cuerpo⁶.

⁶Durante el desarrollo del proyecto ésto se volvió muy importante, ya que el nivel de invasión que se pretendía implicó el refinamiento e investigación de muchos conceptos para evitar más daños en la mano del cliente.

Capítulo 2

Marco Teórico

En este capítulo se definirán a la mano, sus articulaciones, partes y arquitectura, así como los tipos de prensión y su clasificación, incluida la posición funcional. Lo anterior es con el fin de anticipar el diseño del dispositivo, explicado en el capítulo cuarto, y de cubrir las bases teóricas necesarias para referirse a sus partes constitutivas, así como las zonas de la mano que están en contacto directo con éste.

Por otro lado, debido a las deficiencias de circulación sanguínea que presentan los pacientes con parálisis braquial, también se expone, a grandes rasgos, la vasología de la mano y de esta manera se identifican las partes más sensibles a la presión externa, es decir aquellas que no deban ser invadidas superficialmente.

Posteriormente, se explicarán las ecuaciones de ventaja mecánica, que gobiernan la transmisión de fuerza en todos los mecanismos planos de cuatro barras, dicha teoría ayudó a evaluar el desempeño de los mecanismos propuestos para la flexoextensión del dedo. Se concluye con una amplia definición del método *Programación de Restricciones Geométricas* (GCP, por sus siglas en inglés), el cual se usó en la síntesis y análisis del mismo mecanismo.

2.1. Ortoprótisis

Para poder hablar de ortoprótisis es necesario definir, primero, su campo de desarrollo, i.e. la ortopedia, ésta según la RAE (Real Academia Española), es *el arte de corregir o de evitar las deformidades del cuerpo humano, por medio de ciertos aparatos o de ejercicios corporales*. Ahora, bien, según



Figura 2.1: Clasificación por tecnologías usadas

las normas ISO 8549-1:1989 y UNE 111909-90-1 una órtesis se define como *un dispositivo adaptado externamente para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético*.

La misma norma (UNE 111909-90-1) define a una prótesis como *un aparato externo usado para reemplazar, total o parcialmente, un segmento de un miembro ausente o deficiente. Se incluye cualquier aparato que tenga una parte en el interior del cuerpo humano por necesidades estructurales o funcionales*. Dicho ésto, se entiende que las órtesis se diferencian de las prótesis al no sustituir un órgano o miembro, sino que lo refuerzan o asisten en sus funciones (se le dará relevancia a las palabras modificar, función y reemplazar).

Una vez entendidas las definiciones anteriores deben aclararse dos puntos: el primero es que si se habla de prótesis mecánica forzosamente se reemplaza físicamente una parte del cuerpo y por consiguiente su función; el segundo es que, reemplazar no necesariamente significa hacerlo de la misma forma o en el mismo lugar, sino simplemente suplir aunque esta acción no provenga desde el mismo sitio o ubicación en el cuerpo o no se resuelva de la misma manera que el cuerpo lo hacía. Ahora bien, hay circunstancias en las que el miembro afectado sigue presente pero ha perdido, o jamás ha tenido, cierta función; además no es factible la idea de un reemplazo del miembro completo, pero tal vez sí la de un segmento de éste. Por lo tanto es necesario el desarrollo de algún artefacto que *modifique lo que se deba modificar y reemplace lo que definitivamente se tenga que reemplazar*. Lo anterior sugiere la adaptación de una órtesis, para que así corrija y modifique las partes pertinentes y reemplace las funciones que ya no existan.

Dicho lo anterior, es posible exponer la definición de ortoprótesis según la misma norma:

Clasificaciones

La mayoría de los dispositivos ortésicos, protésicos u ortoprotésicos están constituidos de elementos mecánicos [27], sin embargo existen algunos pocos que decidieron explorar otras tecnologías (véase NESS H200 de Bioness [32]). Así, pues, es prudente hablar de una clasificación en cuanto a éllo se refiere, la cual se presenta en la figura 2.1. Cabe aclarar que la siempre constante aparición de nuevas tecnologías no es posible considerarla; por tanto se deja al lector el anexo de cualquier otro tópico que considere relevante.

Si se habla de dispositivos mecánicos (que es la tecnología usada aquí), estos principalmente se clasifican, según su movilidad, en pasivos o estáticos y activos o dinámicos (ver fig. 2.2).

En particular, tanto las prótesis como las órtesis **pasivas** se caracterizan por no presentar ninguna clase de articulación móvil. Si son prótesis, estaremos hablando de prótesis cosméticas. Si son órtesis, estas son llamadas estáticas o pasivas y se encargan de inmovilizar la zona para la cual fueron prescritas. Su función es impedir el movimiento de un miembro lesionado.

Las prótesis y órtesis **activas** permiten desplazamientos o giros relativos con respecto al cuerpo y proveen al usuario de mayor número de configuraciones y movimientos resultando en un elemento más funcional. Éstas, también llamadas órtesis articuladas o dinámicas, se usan para casos en los que es útil guiar, limitar o resistir el movimiento del miembro traumatizado; se puede decir que *asisten el movimiento*. Por consecuencia, tanto las prótesis como las órtesis activas deben usar fuentes de energía para moverse; estas pueden ser internas, i.e. músculos propios; o externas, i.e. resortes, barras flexibles,

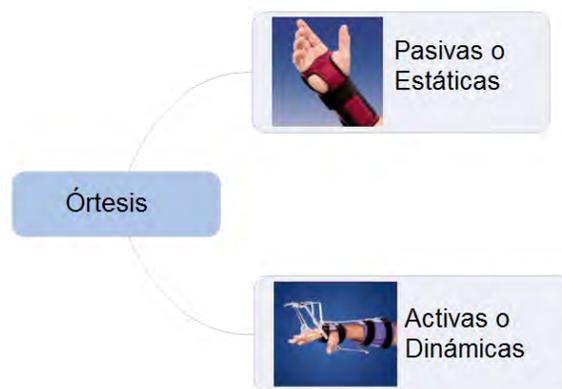


Figura 2.2: Clasificación según su modo de funcionamiento

motores eléctricos, pistones neumáticos, etc. Ver referencias [33] y [34].

En cuanto a las ortoprótesis, éstas deben suplir o iniciar el movimiento y dependiendo del nivel de reemplazo de la función, la complejidad del aparato varía en proporción directa. Aunque es posible la existencia de una ortoprótesis pasiva, dada la definición anterior, esta sería poco relevante para lo que trata este texto; por tanto, cuando aquí se hable de ortoprótesis, siempre serán dinámicas o activas.

Seguidamente, dichos conceptos son aplicables en su totalidad sobre cualquier caso relacionado con los miembros superiores, es decir los brazos, donde se incluye la mano. Es así que la basta mayoría de prótesis, órtesis y ortoprótesis para mano generalmente se encargan de asistir la función primordial de este órgano terminal, la prensión.

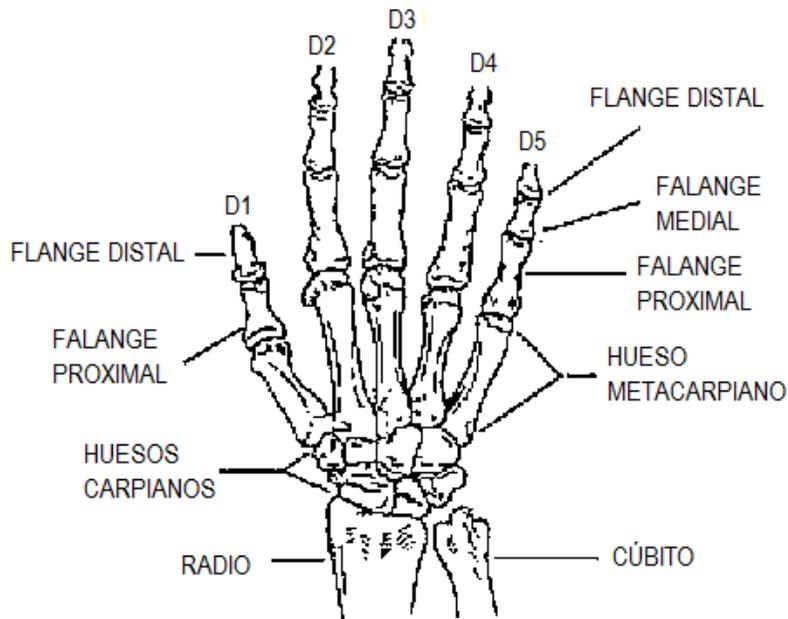
2.2. La mano

La mano humana se forma de una palma central cuyos huesos forman el metacarpo; está unida al antebrazo por la muñeca (huesos carpianos) y de ella surgen cinco dedos (falanges). Por lo general se hará referencia a ella partiendo de la posición anatómica y los planos que le cortan: zona palmar, que corresponde a lado anterior; zona dorsal, que corresponde a la cara posterior; zona proximal, es decir todas las partes próximas al antebrazo y que son identificadas en dirección perpendicular al plano trasversal de la mano (i.e. la muñeca); y zona distal, que corresponde a las partes más distantes del antebrazo sobre la misma dirección (i.e. los dedos).

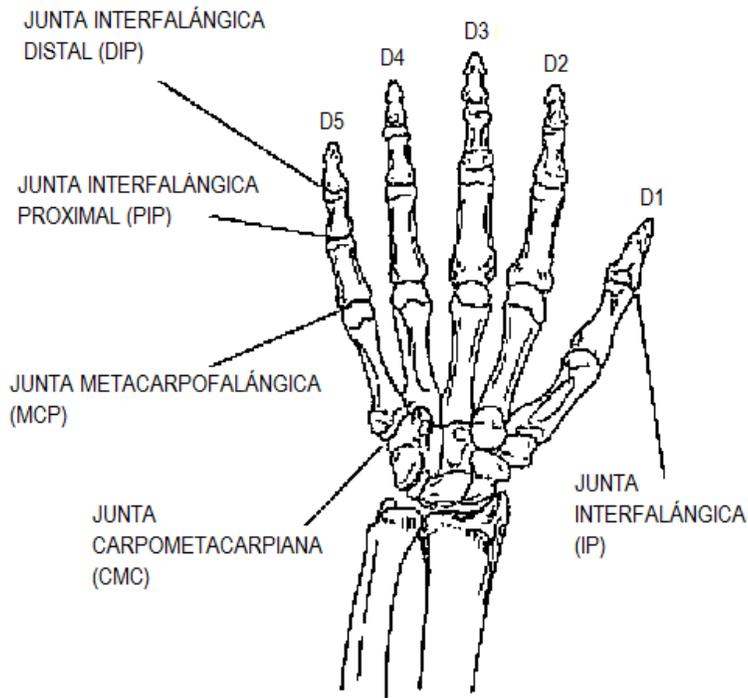
Para poder diseñar un aparato que asista la prensión, es imprescindible un conocimiento basto de su arquitectura y sus funciones. Por tanto a continuación de élla se explican sumariamente varios conceptos anatómicos, i.e. articulaciones, zonas, vasología; y biomecánicos, i.e. tipos de prensión, arquitectura, posición funcional, oposición del pulgar:

2.2.1. Articulaciones

Después de la muñeca, existen 19 huesos, éstos dan estructura a la palma y los cinco dedos. Se delimitan así 22 articulaciones, sin contar el complejo carpiano: cinco juntas carpometacarpianas (CMC), tres juntas intermetacarpianas (IMC), cinco metacarpofalángicas (MCP) y nueve interfalángicas



(a) Huesos de la mano, Nordin [30]



(b) Articulaciones de la mano, Nordin [30]

Figura 2.3: Huesos y articulaciones de la mano,

(IP)¹, de las cuales hay dos por cada dedo, excepto el pulgar que tiene sólo una, éstas son la juntas interfalángicas proximales (PIP) y las juntas interfalángicas distales (DIP). También se ha asignado una numeración digital que comienza en el lado radial con D_1 para el pulgar y termina en el lado cubital con D_5 para el meñique [30, 33]. Ver figuras 2.3a y 2.3b.

2.2.2. Zonas de la mano

Para hacer referencia a ciertas zonas, en las figuras 2.4a, 2.4b y 2.4c se identifican y numeran las partes de la mano[35]; su nombre se lista a continuación.

- | | |
|--|--|
| 1. Zona palmar | 14. Pliegue digital proximal |
| 2. Pliegue palmar inferior o línea de la cabeza | 15. Primera falange |
| 3. Pliegue palmar medio o línea del corazón | 16. Segunda falange |
| 4. Eminencia tenar de la base del pulgar | 17. Pliegue digital distal |
| 5. Pliegue palmar superior o línea de la vida | 18. Pulpejo |
| 6. Eminencia tenar | 19. Comisura del pulgar |
| 7. Eminencia hipotenar | 20. Primer pliegue de la articulación MCP del pulgar |
| 8. Hendidura del músculo palmar corto | 21. Segundo pliegue de la articulación MCP del pulgar |
| 9. Pliegues de flexión de la muñeca | 22. Pulpejo del pulgar |
| 10. Prominencia del tendón flexor radial del carpo | 23. Pliegue palmar distal |
| 11. Conducto del pulso | 24. Prominencias de los extensores |
| 12. Pliegue digital-palmar | 25. Prominencias de las cabezas metacarpianas o nudillos |
| 13. Cuarta comisura | 26. Pliegue de comisura en la base de los dedos |

¹Por su nominación en inglés: carpometacarpal (CMC), Intermetacarpal (IMC), metacarpophalangeal (MCP), distal interphalangeal (DIP), proximal interphalangeal (PIP), interphalangeal (IP).

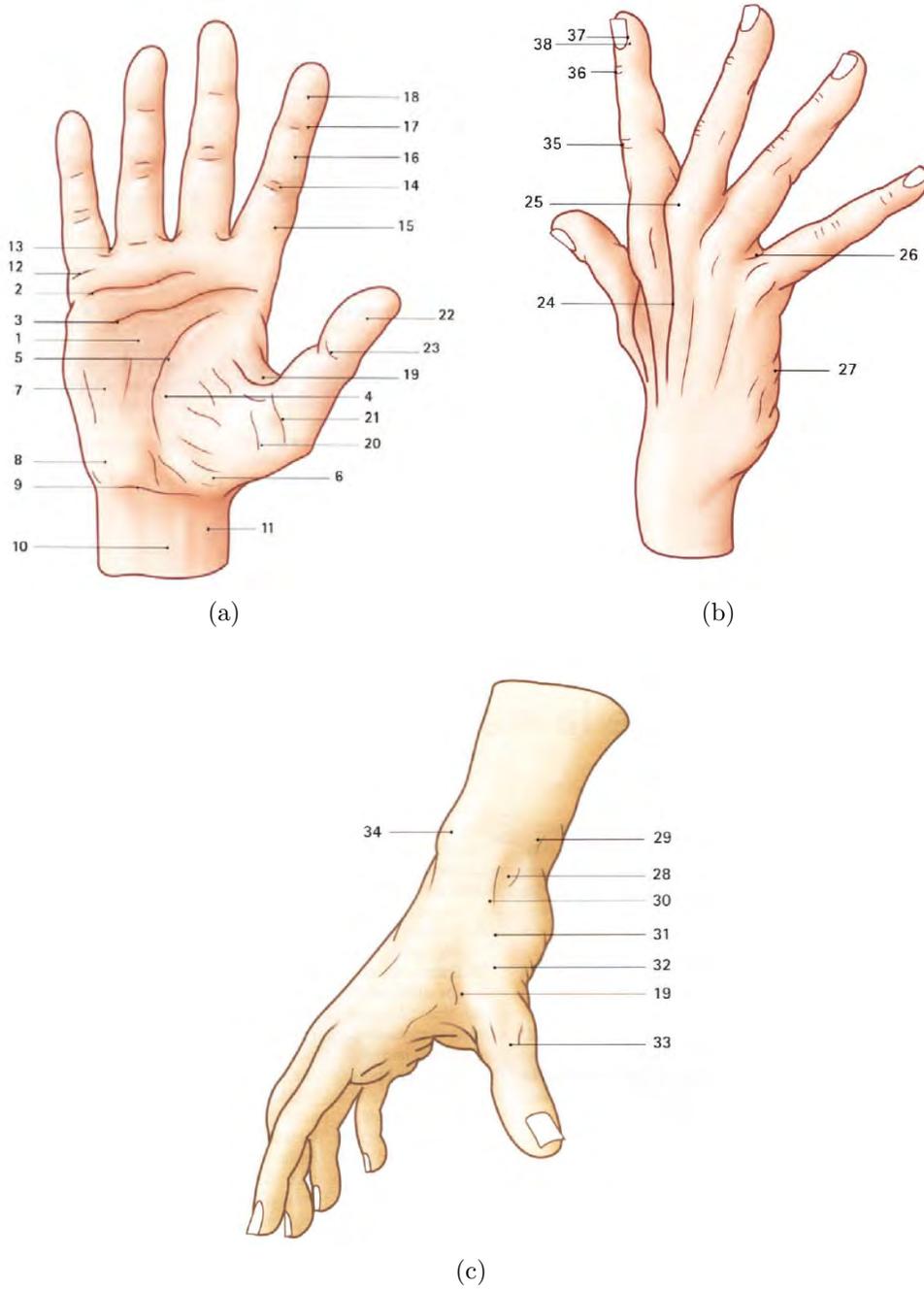


Figura 2.4: Partes de la mano, Kapandji [35]

- | | |
|--|---|
| 27. Borde interno-cubital de la mano | 33. Prominencia de la articulación MCP del pulgar |
| 28. Hueco de la tabaquera anatómica | 34. Prominencia de la cabeza cubital |
| 29. Apófisis estiloides radial | 35. Pliegues de la articulación PIP |
| 30. Prominencia del tendón extensor largo del pulgar | 36. Pliegues de la articulación DIP |
| 31. Articulación CMC del pulgar | 37. Limbo periungueal |
| 32. Metacarpiano del pulgar | 38. Matriz ungueal |

2.2.3. Arquitectura de la mano

Con el fin de reconocer las capacidades de este órgano, también es primordial conocer su arquitectura. Sólo así es posible entender su gran potencial funcional.

Al sujetar un objeto voluminoso, la mano se ahueca y se forman unos arcos orientados en tres direcciones [35],[30]:

1. En sentido transversal (Fig. 2.5a), el arco carpiano XOY.
2. En sentido longitudinal, uno por cada dedo a partir de D_2 , los más importantes son:
 - a) El arco del dedo corazón OD_3 .
 - b) El arco del índice OD_2 (Fig. 2.5b), que es el que se opone con mayor frecuencia al del pulgar.
3. En sentido oblicuo, los arcos de oposición del pulgar:
 - a) El arco D_1D_2 , que pasa por el pulgar y el índice.
 - b) El arco D_1D_3 , que pasa por el pulgar y el dedo medio.
 - c) El arco D_1D_4 , que pasa por el pulgar y el anular.
 - d) El arco D_1D_5 que pasa por el pulgar y el meñique.

Cuando la mano se ahueca, forma una superficie cóncava, cuyos bordes están limitados por tres puntos:

1. El pulgar D_1 que constituye por sí sólo el borde externo;

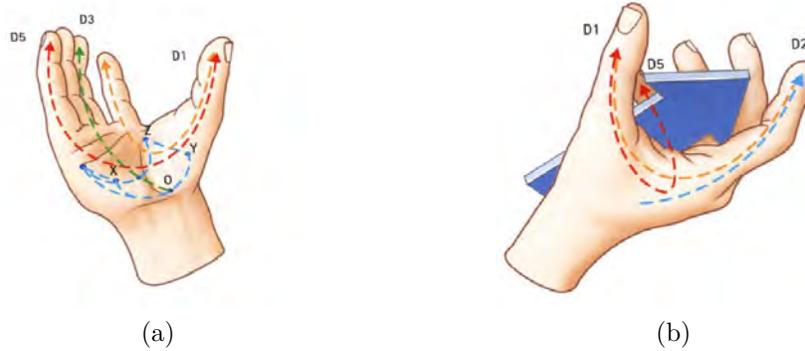


Figura 2.5: Arcos de la mano, Kapandji [35]

2. El índice D_2 , y el meñique D_5 que limitan el borde Interno;
3. Entre estos dos bordes se despliegan los cuatro arcos oblicuos, ya mencionados.

Por otro lado, al estudiar la relación de las líneas digitales con la palma, es posible encontrar tres casos:

1. Al separar los dedos voluntariamente (Fig. 2.6a), el eje de cada uno de ellos converge con la base de la eminencia tenar, cerca de la prominencia del escafoides [35].
2. Cuando se cierra el puño con las articulaciones interfalángicas distales extendidas (Fig. 2.6b), los ejes de las dos últimas falanges de los cuatro últimos dedos y el eje del pulgar, exceptuando su última falange, convergen en un punto situado en la parte inferior del conducto del pulso[35].
3. Si se deja que los dedos adopten una posición natural (Fig. 2.6c), sus ejes no convergen todos en un único punto.

2.2.4. El ahuecamiento palmar

El ahuecamiento de la palma se debe principalmente a los movimientos de los cuatro últimos metacarpianos (se excluye el primer metacarpiano) en relación al carpo. Efectuados en las articulaciones carpometacarpianas (CMC),

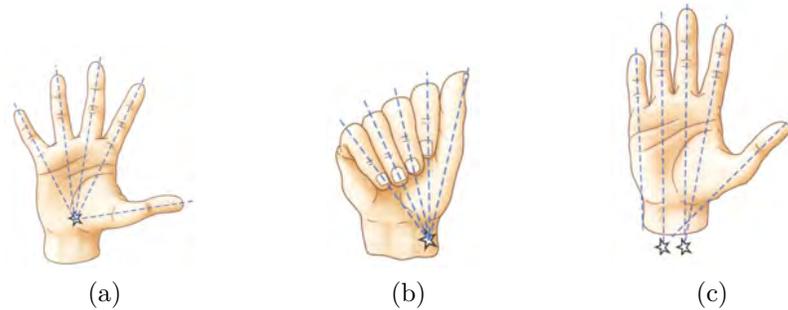


Figura 2.6: Ejes de los dedos, Kapandji [35]

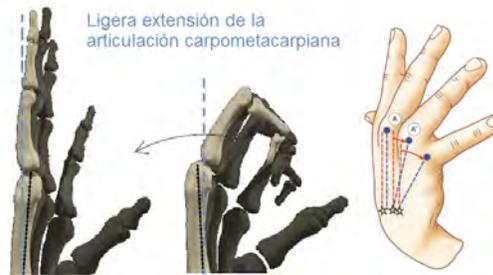


Figura 2.7: Ahuecamiento palmar, Kapandji [35], Professor D. A. McGrout-her [36]

estos movimientos consisten en una flexoextensión de escasa amplitud, la cual va en aumento desde el segundo al quinto metacarpiano [35]. Ver figura 2.7.

2.2.5. Tipos de prensión

Del mismo modo, aquí se enuncian las principales configuraciones que debe adquirir la mano para llevar a cabo su función principal. Se anticipa que de éstas hay una gran cantidad por lo que no es posible reproducirlas todas mediante un dispositivo artificial; no obstante su conocimiento ayuda a identificar la más adecuada para un caso específico, como el que se trata aquí.

La prensión, entonces, se clasifica en tres grandes grupos: las presas propiamente dichas, también llamadas pinzas, las presas con gravedad (o con resistencia) y las presas con acción [30, 35].

1. **Las presas o pinzas** se clasifican en tres grupos: las presas digitales, las presas palmares y las presas centradas. Éstas no necesitan la participación de la gravedad o una fuerza externa.

a) Las **presas digitales** se dividen a su vez en dos subgrupos: las pinzas bidigitales y las pinzas pluridigitales:

1) Las presas bidigitales, son generalmente entre el pulgar y el índice. Asimismo, son de tres tipos, dependiendo de que la oposición sea:

- Terminal o terminopulpejo (i.e. prensión en pinza fina); ver subcuadro 2.1a, A-I.
- Subterminal o del pulpejo (i.e. pinza común); ver subcuadro 2.1a, B-I.
- Subterminolateral o pulpolateral. Subcuadro 2.1a, C-I.

2) Las presas pluridigitales hacen intervenir, además del pulgar, los otros dos, tres o cuatro dedos; por su lado cada una de estas presenta los casos terminopulpejo, pulpejo o pulpolateral.

- Las presas tridigitales comprometen al pulgar, dedo índice y dedo medio; son las que se utilizan con mayor frecuencia. Por ejemplo, la acción de desenroscar el tapón de un frasco conlleva una presa tridigital. Subcuadro 2.1a, A-II.
- Las presas tetradigitales se utilizan cuando se trata de un objeto muy grueso que debe cogerse con mayor firmeza. Subcuadro 2.1a, B-II.
- Las presas pentadigitales emplean todos los dedos, el pulgar se opone de forma variada a los otros dedos. Subcuadro 2.1a, C-II.

b) En las **presas palmares** intervienen los dedos y la palma de la mano. Son de dos tipos según se utilice o no el pulgar:

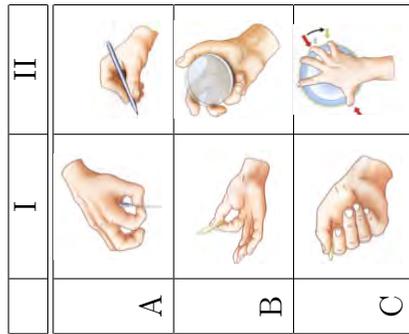
- 1) La prensión digitopalmar (Cuadro 2.1b, A-I) opone la palma de la mano a los cuatro últimos dedos.
- 2) La prensión palmar con la totalidad de la mano o la totalidad de la palma (2.1b, B-I), Comúnmente se le denomina *puño* o *empuñar* (en inglés *grasp*).

También se clasifican según la geometría del objeto agarrado en: palmar cilíndrica y palmar esférica.

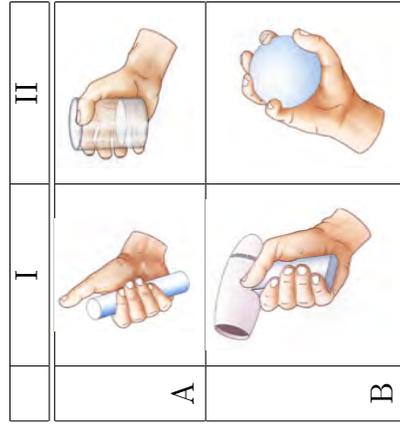
- 1) En la presa palmar **cilíndrica**, el *bloqueo* depende, de la acción de la articulación metacarpofalángica que permite que el pulgar recorra una directriz del cilindro, es decir un círculo, o el camino más corto para dar la vuelta. El volumen del objeto exige la máxima libertad de separación de la primera comisura. Ésta presa se usa para objetos de diámetro importante (Subcuadro 2.1b, A-II).
- 2) Las presas palmares **esféricas** pueden implicar a tres, cuatro o cinco dedos (Subcuadro 2.1b, B-II). Cuando intervienen tres o cuatro dedos, el último dedo implicado por dentro, bien sea el dedo medio en la presa esférica tridigital, o el dedo anular en la presa esférica tetradigital, contactan por la cara lateral externa con el objeto, constituyendo así un tope interno, reforzado por los dedos restantes: el anular y el meñique. Este tope se opone a la presión del pulgar de modo que el objeto queda *bloqueado*².
 - c) Las presas **centradas** mantienen una simetría en torno al eje longitudinal que, en general, se confunde con el eje del antebrazo. (Cuadro 2.1c).
2. En las **presas con gravedad** una fuerza externa es resistida y la mano sirve de soporte; éstas dependen de la acción realizada y la fuerza resistida, así como la posición, orientación y forma del objeto que interacciona con la mano. Se pueden encontrar varios casos.
 - a) Cuando se sostiene una bandeja por debajo³.
 - b) Cuando la mano adopta la forma de cuchara para contener, por ejemplo, granos.
 - c) La presa de una taza con tres dedos.
 - d) Las presas **en forma de gancho**.
3. Las **presas con acción** se diferencian de las anteriores debido a que implican una dinámica con el objeto, es decir que las presas anteriormente listadas sólo son presas estáticas. Así, pues, la mano también es

²Un bloqueo es lo que se busca ya que el objeto debe quedar prensado. Esto encamina al diseño del dispositivo ortésico a usar D_4 y D_5 como elementos bloqueantes.

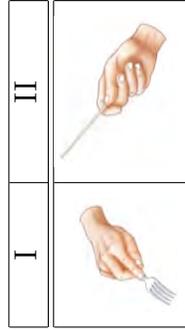
³Formalmente hablando ésto no es una presa.



(a) Pinzas digitales



(b) Pinzas palmares



(c) Pinzas centradas

Cuadro 2.1: Tipos de pinza.

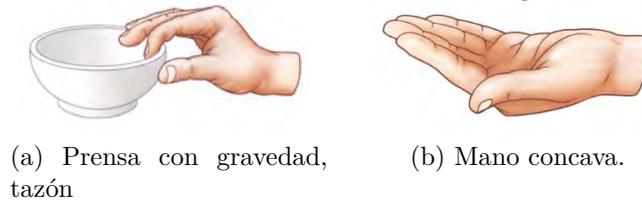


Figura 2.8: Pinzas con gravedad, Kapandji [35].

capaz de actuar mientras sujeta. A lo anterior se le denomina presa con acción (PCA). Las PCA, conllevan una acción refleja de la mano sobre si misma [35]. Lo anterior significa que existe una interacción entre los mismos dedos, semejando las manos cuando se abre una botella: una sujeta dicha botella y la otra hace girar la tapa. El equivalente para una PCA sería hacer lo mismo pero usando solo una mano (unos dedos sujetan firmemente la botella, mientras otros ejecutan la acción, i.e. D_3, D_4, D_5 contra el metacarpo del pulgar y D_1, D_2 dan vuelta a la rosca).

Las presas con acción son innumerables y dependen de la habilidad individual de cada persona, algunos ejemplos son: encender un mechero, tirar una canica, tocar guitarra o violín, volar una moneda, comer con palillos, presionar un frasco, amarrar un listón, etc.

2.2.6. Posición funcional de la mano

La mayoría de las funciones básicas de la mano dependen más de la capacidad de ésta para aportar fuerza a la prensión que de la misma para



Figura 2.9: Prensa con acción, Kapandji [35]

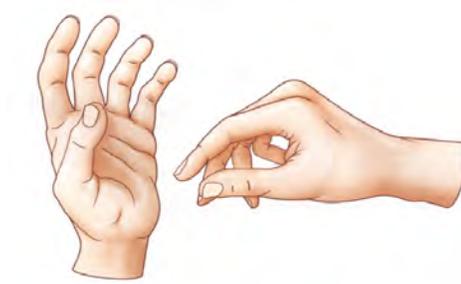


Figura 2.10: Posición funcional de la mano, Kapandji [35]

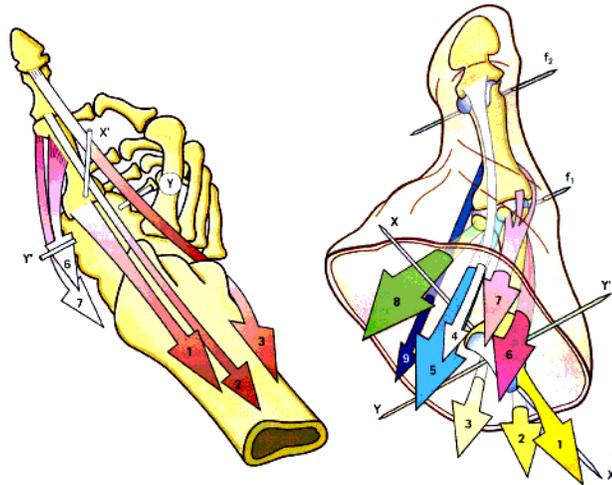
movilizarse rápidamente. Por esta razón es sensato conocer una posición a partir de la cual se reduzcan los movimientos requeridos para conseguir una configuración funcional, es decir la prensión, y que además el número de éstas sea basto. Así pues, la posición funcional se define como *aquella a partir de la cual se podría llevar a cabo la prensión con el mínimo de movilidad articular si una o varias articulaciones de los dedos o del pulgar estuviesen anquilosadas o a partir de la cual la recuperación de los movimientos resultase relativamente fácil, habiéndose realizado la oposición casi en su totalidad y bastando para completarla algunos grados de flexión en una de las articulaciones restantes»* (Kapandji [35]).

W. Linier puntualizó en 1951 la posición funcional (Figura 2.10): antebrazo en semipronación de 90° , muñeca en extensión de 30° y aducción que sitúa el primer metacarpiano del pulgar en alineación con el radio, constituyendo así un ángulo de 45° relativo al eje del segundo metacarpiano (D_2); articulaciones metacarpofalángica e interfalángica ligeramente flexionadas (5° a 30°), cuanto más interno sea el dedo (i.e. D_4 , D_5).

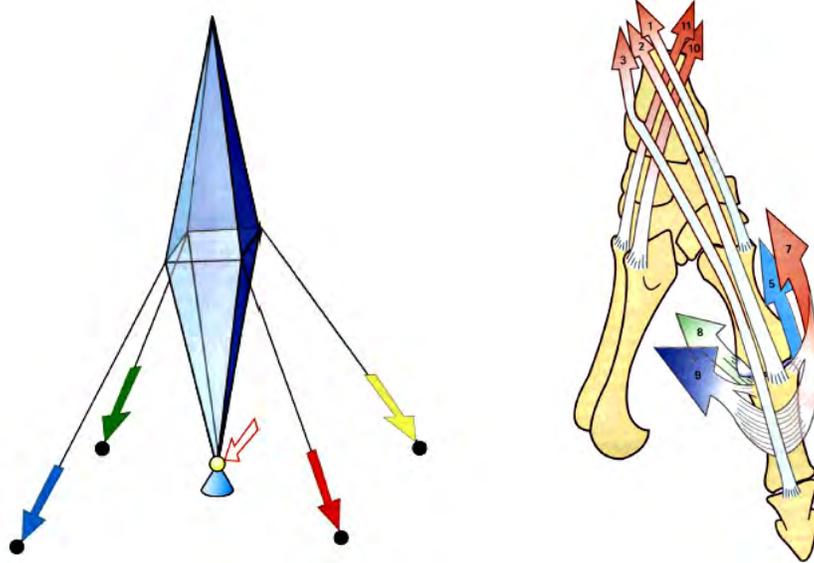
2.2.7. Oposición del pulgar

La ortoprótesis para mano debe tener una manera de oponer fuerza al resto de los dedos. En una mano normal, el pulgar se encarga de ésto, por tal razón fue sensato conocer cómo lo hace dicho dedo para, así, dar la posibilidad al aprovechamiento o reproducción de sus propios mecanismos.

De todas las articulaciones carpometacarpianas, la primera, la trapezometacarpiana (TMC), es la que en gran medida constituye dicha capacidad de prensión, es decir que, participa de manera directa en el mecanismo de la oposición del pulgar. Ésta articulación se localiza en la base de la colum-



(a) M. extrínsecos (izq.) y M. intrínsecos (der.)



(b) Trabajo a compresión de la junta TMC.

(c) Grupo interno y externo.

Figura 2.11: Acción de los músculos del pulgar, Kapandji [35]

na móvil del pulgar y trabaja en compresión, semejando a un pivote (Fig. 2.11b). Se permite, así, orientar el primer metacarpiano en todas las direcciones del espacio. Específicamente, al variar la tensión de los músculos tenares, (representada por las flechas roja, verde, azul y amarilla) la orientación del metacarpo varía según lo defina la articulación de la base (ver flecha con perímetro rojo en la figura 2.11b); ésta, además, adquiere un forma semejante a una *silla de montar*, lo que determina la peculiar trayectoria del resto de la línea digital, D_1 .

Sumado a lo anterior, el pulgar posee nueve músculos, los cuales se clasifican en dos grupos: *a) los músculos extrínsecos*, o músculos largos, son cuatro y se localizan en el antebrazo. Tres son extensores y abductores y se utilizan para relajar la presa, el último es flexor y su potencia se utiliza para el bloqueo de las presas con fuerza; *b) los músculos intrínsecos*, son cinco y se localizan en la eminencia tenar y el primer espacio interóseo. Todos ellos participan en la realización de distintas presas y particularmente, como ya se sabe, en la oposición. No obstante, cabe aclarar que su potencia es limitada ya que se trata más bien de motores de precisión.

1. Los músculos extrínsecos (Fig. 2.11a):

- abductor largo del pulgar, 1
- extensor corto del pulgar, 2
- extensor largo del pulgar, 3

2. Los músculos intrínsecos (Fig 2.11c). Se clasifican en dos grupos⁴:

- El grupo externo, que contiene tres músculos inervados por el nervio mediano:
 - flexor corto del pulgar, 5
 - oponente del pulgar, 6
 - abductor corto del pulgar, 7
- El grupo interno, que contiene dos músculos inervados por el nervio cubital.
 - aductor del pulgar, 8
 - primer músculo interóseo palmar, 9

⁴En la figura 2.11c se observa que 6 y 7 forman una banda con 8 y 9, que *retiene* el pulgar

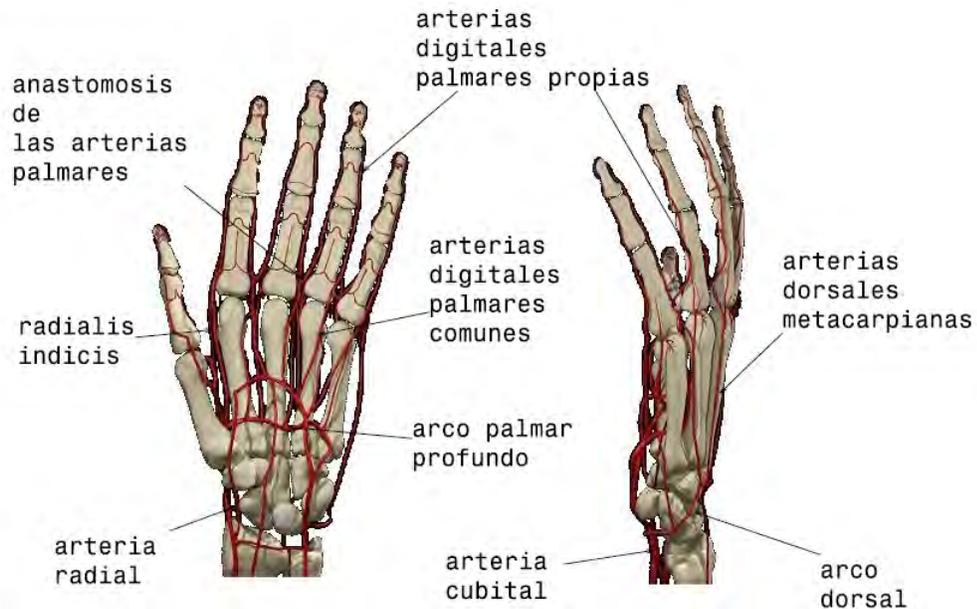


Figura 2.12: Arterias de la mano, Professor D. A. McGruther [36]

2.2.8. Vasos sanguíneos del dedo

En la figura 2.12 se puede observar la compleja red de vasos que se encarga de alimentar la mano. Dicho así, las principales arterias que le alimentan desde el brazo son la arteria radial y la cubital. Conforme avanzan en su recorrido éstas se anastomosan, formando así, el arco palmar profundo, el arco palmar superficial y el arco dorsal (APP, APS y AD respectivamente). A su vez, de dichos arcos surgen las arterias digitales palmares comunes (ADPC), las cuales se bifurcan (anastomosis de las arterias palmares) debajo del pliegue digital palmar, próximo a la junta MCP; eventualmente, surgen las arterias digitales palmares propias (ADPP), las cuales son el principal suministro de las juntas MCP, PIP y DIP. En la figura 2.14 se puede observar, encerrada en un círculo, la trayectoria que siguen dichos conductos sobre la falange proximal⁵; dicho trazo es precursor del rediseño del mecanismo de flexoextensión de la ortoprótesis, como se verá más adelante. Por otro lado,

⁵Debido a esto y tras las observaciones del segundo prototipo (capítulo tres), fue prohibitivo embrazar o sujetar cualquier elemento a la falange proximal para evitar perjuicios en la irrigación sanguínea del resto del dedo.

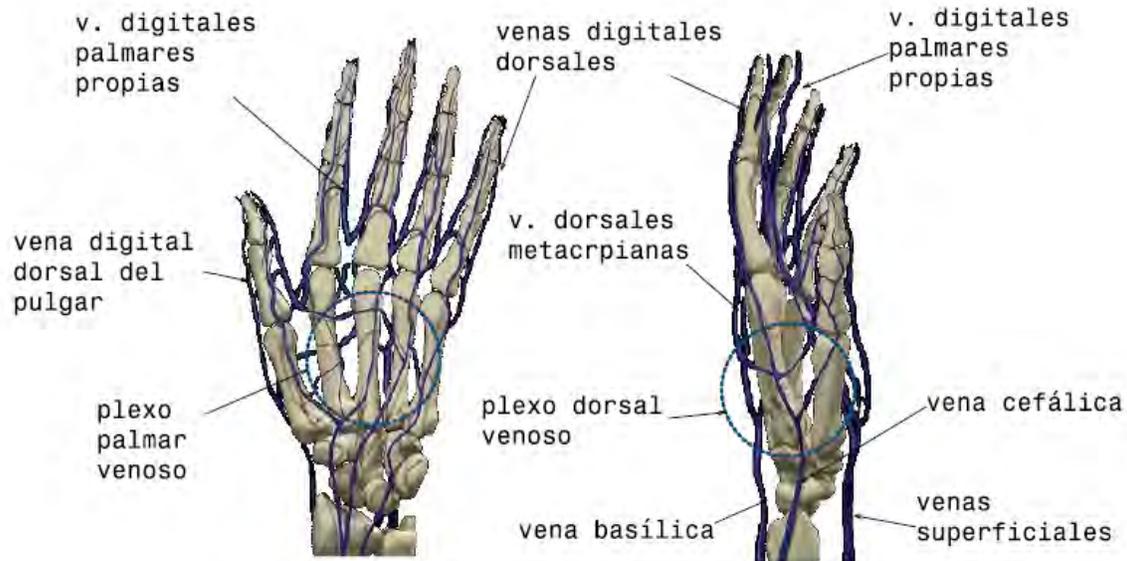


Figura 2.13: Venas de la mano, Professor D. A. McGrouther [36]

las arterias dorsales metacarpianas, que surgen del arco dorsal (AD) son muy pequeñas y solo suministran nutrientes a los tejidos más proximales de cada dedo.

Del mismo modo, la mano presenta una intrincada red venas que se encargan de canalizar la sangre desoxigenada, el dióxido de carbono y los desechos metabólicos procedentes de los tejidos, en dirección de los órganos encargados de su eliminación (los pulmones, los riñones o el hígado). Su localización exacta es mucho más variable de persona a persona que la de las arterias ⁶. Sin embargo, en las figuras 2.13, 2.14 se puede apreciar que cualquier dedo presenta dos conjuntos venosos: las venas digitales palmares propias y las venas digitales dorsales (VDPP, VDD). Éstas se unen en el cuerpo de la mano y forman el plexo palmar venoso y el plexo dorsal venoso (PPV y PDV respectivamente). Posteriormente, la sangre es recolectada por la vena basílica y la vena cefálica. Ver figura 2.13.

⁶La estructura de las venas es muy diferente a la de las arterias: la cavidad de las venas es por lo general más grande y de forma más irregular que las de las arterias correspondientes. Las venas son vasos de alta capacidad, que contienen alrededor del 70 % del volumen sanguíneo total.



Figura 2.14: Recorrido de los vasos sanguíneos en el dedo, Professor D. A. McGrouther [36]

El diseño de la ortoprótesis debió contemplar lo anterior ya que la inervación simpática de la piel, la cual origina la contracción de los vasos sanguíneos (sección 1.1) es ausente o deficiente en un usuario con parálisis braquial. Ya que el usuario para quien se diseña el dispositivo es más sensible a cualquier presión externa, se debió distinguir las zonas de la mano con mayor tendencia a ser dañadas por dicha causa. De este modo, se tomó la decisión de evitar abrazar las partes del dedo próximas a una bifurcación o anastomosis importante (i.e. preferir presionar sólo donde hay *pellejo*), lo mismo se hizo con la mano. Dicho lo anterior, a continuación se presenta una breve lista de las zonas menos recomendables para ser abrazadas (ver la sección 2.2.2):

- pliegue palmar inferior
- comisuras interfalángicas
- falange proximal
- comisura del pulgar
- pliegues proximales del dedo
- conducto del pulso

Al ahondar un poco más en lo ya mencionado, se encontró una forma de asir la falange medial (figura 2.15) del dedo ejerciendo presión en zonas donde hay menor concurrencia de vasos sanguíneos y de tal manera que estos se desplazan hacia abajo y por la parte anterior al hueso; ésta consiste simplemente de asir el dedo por los costados. Se disminuye así el riesgo de obstruir los vasos sanguíneos, ya sean arterias o venas. Dicho principio sigue provocando microlesiones sobre los tejidos que se presionan, sin embargo esto ya no es tan crítico como presionar lugares con alta presencia de arterias o venas. Cabe aclarar que el problema no anticipado que esto originó es la reducción de espacio entre dedos cuando se cierra el puño (ver figura 2.6b) lo que condujo al planteamiento de más alternativas de solución para sujetar

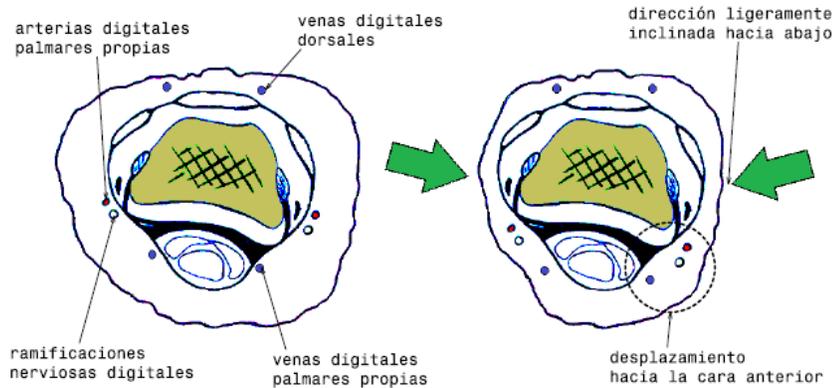


Figura 2.15: Corte transversal de la falange medial

los dedos⁷ (capítulo 3).

2.3. Ecuaciones de ventaja mecánica

Dado que la ortoprótesis debe abrir y cerrar los dedos, se debió ahondar en el estudio de varios principios de transmisión mecánica; específicamente los mecanismos eslabonados de cuatro y seis barras. Por tanto aquí se presentan las ecuaciones que gobiernan la transmisión de fuerza en dichos artefactos.

Así pues, para explicar la ventaja mecánica es necesario definir el ángulo de transmisión, la relación de velocidad angular y el principio de transmisibilidad.

En un mecanismo de cuatro barras, el **ángulo de transmisión**, normalmente representado como μ (Ver figura 2.16) es *el ángulo que existe entre el eslabón acoplador y el eslabón de salida*. Para obtenerlo se extienden dos líneas imaginarias en el pivote que une el acoplador ³⁸⁹ y el eslabón de salida 4; el ángulo de transmisión μ será el más agudo del par de ángulos que se

⁷Reducir el número de dedos movilizables o acomodarlos de tal forma que cada dedo cerrase a diferentes tiempos y posiciones.

⁸Notación usada, a partir de aquí: primero, la tierra es el eslabón 1, la entrada o manivela será referida como 2, el acoplador como 3 y el eslabón de salida como 4;segundo, los vectores se denotan con mayúsculas y los escalares con minúsculas.

⁹La tierra mecánica es la bancada o el elemento inmóvil que sirve como estructura; generalmente es el marco de referencia, con respecto al cual se mueven el resto de los cuerpos de un mecanismo.

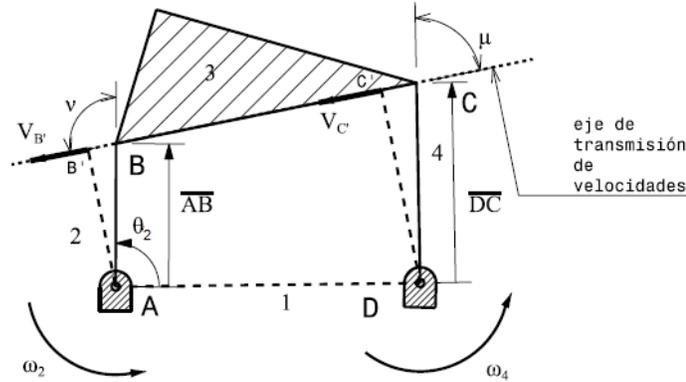


Figura 2.16: Relación de velocidades angulares

formen. Por consiguiente el rango de valores que puede tomar estará ente 0° y 90° . Esta definición también es aplicable a mecanismos con más de cuatro cuerpos.

La **relación de velocidad angular** es el cociente entre la velocidad angular del eslabón de salida 4 y el eslabón de entrada 2. Esta se define como:

$$m_v = \frac{\omega_4}{\omega_2} \quad (2.1)$$

Se desea conocer m_v y dado que ésta cambia constantemente mientras el mecanismo varía su posición, es necesaria una ecuación que relacione ω_4 con ω_2 en todo momento.

Esta ecuación resulta ser:

$$\frac{\omega_4}{\omega_2} = \frac{\overline{AB} \sin(\nu)}{\overline{DC} \sin(\mu)} = m_v \quad (2.2)$$

Lo anterior viene de considerar el **principio de transmisibilidad**, el cual nos dice que las velocidades lineales $V_{B'}$ y $V_{C'}$ son iguales en magnitud (Ver figura 2.16). Éstas sólo pueden serlo si coinciden (son colineales) con el *eje de transmisión* (llamado así para efectos explicativos), que se forma a través de los puntos B y C. Sus magnitudes se obtienen a partir de la velocidad angular y el brazo correspondiente:

$$\begin{aligned} V_{B'} &= \omega_2 \overline{AB'} \\ V_{C'} &= \omega_4 \overline{DC'} \end{aligned} \quad (2.3)$$

El principio de transmisibilidad puede entenderse mejor al considerar un caso ideal: el momento en el que los eslabones 2 y 4 son paralelos y el acoplador 3 es completamente perpendicular a ellos. Sólo entonces, la velocidad angular ω_2 sería igual a ω_4 . Dado que esto no se cumple más que en una configuración geométrica muy específica (y en un momento muy determinado), el resto de los casos se deben resolver por relaciones geométricas:

$$\overline{AB'} = \overline{AB} \sin(\nu) \quad (2.4)$$

$$\overline{DC'} = \overline{DC} \sin(\mu) \quad (2.5)$$

Entonces igualando $V_{B'}$ y $V_{C'}$:

$$\omega_4 \overline{DC'} = \omega_2 \overline{AB'} \quad (2.6)$$

Y sustituyendo las ecuaciones 2.4 y 2.5 en 2.6:

$$\begin{aligned} \omega_4 \overline{DC} \sin(\mu) &= \omega_2 \overline{AB} \sin(\nu) \\ \dots \frac{\omega_4}{\omega_2} &= \frac{\overline{AB} \sin(\nu)}{\overline{DC} \sin(\mu)} = m_v \end{aligned} \quad (2.7)$$

Así, se obtiene lo que se buscaba.

Ahora bien, la **ventaja mecánica** (m_A) se define como:

$$m_A = \frac{F_{sal}}{F_{ent}} \quad (2.8)$$

Donde F_{sal} y F_{ent} son las fuerzas de salida y de entrada, respectivamente.

Para un mecanismo de cuatro barras, la ventaja mecánica dependerá de tres factores: la relación de longitud entre el eslabón de entrada y el de salida; la relación entre los brazos de palanca (donde se aplica la fuerza) de la entrada y de la salida; y la relación entre los senos de los ángulos de transmisión μ y ν . Véase la figura 2.17.

Por otro lado, se sabe que la potencia P es el producto de la par motor T y la velocidad angular ω , i.e $P = T\omega$. Y suponiendo que el mecanismo no

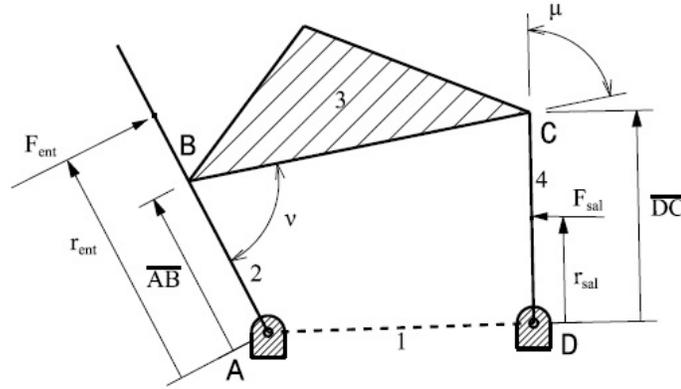


Figura 2.17: Transmisión de fuerzas en un mecanismo de cuatro barras

presenta pérdidas, entonces ésta será la misma tanto a la entrada como a la salida. Por tanto se tiene:

$$\begin{aligned}
 P_{ent} &= P_{sal} \\
 P_{sal} &= T_{sal}\omega_{sal} \\
 P_{ent} &= T_{ent}\omega_{ent}
 \end{aligned} \tag{2.9}$$

$$\begin{aligned}
 T_{sal}\omega_{sal} &= T_{ent}\omega_{ent} \\
 \frac{T_{sal}}{T_{ent}} &= \frac{\omega_{ent}}{\omega_{sal}}
 \end{aligned} \tag{2.10}$$

Como $F_{sal} = \frac{T_{sal}}{r_{sal}}$ (donde r_x es el brazo de palanca respectivo), lo mismo que $F_{ent} = \frac{T_{ent}}{r_{ent}}$, entonces, según la ecuación 2.8 tendremos:

$$m_A = \left(\frac{T_{sal}}{T_{ent}} \right) \left(\frac{r_{ent}}{r_{sal}} \right) \tag{2.11}$$

De lo que, al sustituir la ecuación 2.10 en 2.11, se obtiene:

$$m_A = \left(\frac{\omega_{ent}}{\omega_{sal}} \right) \left(\frac{r_{ent}}{r_{sal}} \right) \tag{2.12}$$

Como $\omega_{ent} = \omega_2$ y $\omega_{sal} = \omega_4$, entonces es posible recurrir a las ecuaciones que describen a relación de velocidad angular, m_v , de tal manera que:

$$m_A = \left(\frac{DC \sin(\mu)}{AB \sin(\nu)} \right) \left(\frac{r_{ent}}{r_{sal}} \right) \tag{2.13}$$

Finalmente se puede analizar la ecuación 2.13 de la siguiente manera:

$$\underbrace{\left(\frac{\overline{DC}}{\overline{AB}}\right)}_{R1} \underbrace{\left(\frac{r_{ent}}{r_{sal}}\right)}_{R2} \underbrace{\left(\frac{\sin(\mu)}{\sin(\nu)}\right)}_{R3}$$

- $R1$ es la ventaja mecánica que existe debido a las longitudes del eslabón de entrada y el de salida¹⁰.
- $R2$ es la ventaja mecánica debida a los brazos de palanca a la entrada y la salida.
- $R3$ es la ventaja mecánica debida a los ángulos de transmisión μ y ν .

Debe saberse que, para obtener mayor ventaja mecánica, que es lo que se pretende aquí, se tiene que trabajar con estos tres principios (si se elige trabajar con mecanismos eslabonados). Por consiguiente se harán algunas observaciones:

- Se puede ver que $R1$ y $R2$ son constantes, pues dependen de la geometría del mecanismo
- $R1$ y $R2$ no son los mismo. En la figura 2.17 se extendió el eslabón 2 hasta el punto de aplicación de F_{ent} para mostrar la diferencia entre éstos.
- $R1$ y $R2$ se eliminarán entre si en el caso especial de que r_{ent} y r_{sal} coincidan con las distancias \overline{AB} y \overline{DC} , respectivamente.
- $R1$ normalmente queda definido por el diseñador.
- $R2$ puede ser especificado por el diseñador pero a fin de cuentas dependerá de la ubicación, así como de la orientación de las fuerzas externas con las que el mecanismo interactue (carga de trabajo).
- Lo anterior significa que entre más grande sea el brazo de palanca, a la entrada, y más pequeño sea el brazo de palanca, a la salida, la ventaja mecánica m_A , será mayor (deseable).

¹⁰Parecido a los engranes, donde el piñón se reduce y la corona se amplia para obtener una mayor ventaja mecánica

- Lo contrario sucede con la longitud de los eslabones 2 y 4.
- $R3$ no es constante. Su valor cambia dependiendo de los ángulos μ y ν .
- Si μ tiende a cero m_A tenderá a cero (lo cual afecta la funcionalidad del mecanismo).
- Si ν tiende a cero m_A tenderá a infinito (esto es de ayuda).

El mecanismo que se pretende obtener debe ser capaz de proporcionar cierta ventaja mecánica para cumplir con los requerimientos demandados (como se verá más adelante). Explicado lo anterior, se entiende que entre mayor sea m_A en el mecanismo de la ortoprótesis, este cumplirá mejor con las características definidas en las secciones 1.4, 1.5 y 3.2.

2.4. Síntesis gráfica GCP.

La síntesis mecánica se define como *el proceso de transformación de las exigencias de diseño de un mecanismo* (Norton, 1985 [37]). Por tanto, se entiende que dicho proceso se encuentra completamente ligado al diseño de una ortoprótesis.

Comúnmente, la síntesis se usa para encontrar el número y las dimensiones de los cuerpos que satisfacen cierta *tarea cinemática*. Sin embargo, el *espacio permitido* para implementar la solución es un factor polémico; en particular, ésto se convirtió en uno de los problemas más característicos del trabajo aquí descrito (ya que se desea integrar un conjunto de elementos al espacio de trabajo de la mano humana y no simplemente crear un mecanismo de la nada). Así pues, cualquiera que haya creado un mecanismo para fines ortopédicos sabe que el problema, durante las primeras etapas de su diseño debe ser de carácter combinatorio¹¹ [37, 39] (síntesis de tipo y número); Reiteradamente, aquí es necesario determinar el número de partes, su tipo, su conectividad y sus dimensiones, a la vez que todo cuerpo se mantiene dentro del *espacio permitido*.

Existe una basta cantidad de métodos de síntesis (según las especificaciones de diseño, según la tarea cinemática, según el método, etc.), así que

¹¹M.A. Pucheta [38] dice: *el diseño de mecanismos es una actividad en la cual el ingeniero se enfrenta a la difícil tarea de aplicar su experiencia e ingenio para combinar una amplia variedad de elementos mecánicos con distintas funciones, buscando satisfacer requerimientos funcionales y severas restricciones de espacio.*



Figura 2.18: Tipos de síntesis y su relación con GCP (naranja).

con el fin de dar su lugar a la *Programación de Restricciones Geométricas* (GCP, por su siglas en ingles), en la figura 2.18 se presenta una clasificación global de los tipos de síntesis y se resaltan en naranja aquellos con los que el método GCP tiene mayor relación.

Es debido destacar que la mayoría de los métodos de síntesis, mencionados en la figura 2.18, se pueden apoyar en herramientas computacionales, cuya aceptación depende de que se satisfagan ciertas expectativas [38]:

1. Sistematizar la definición del problema y la carga de datos entre las etapas de diseño,
2. Reducir los tiempos de cálculo, y
3. Facilitar la interpretación de resultados de tal forma que permita al diseñador enfocar su labor intelectual y creativa sólo en aquellas decisiones de vital importancia para el éxito del diseño.

Ahora bien, desde hace tiempo han surgido gran cantidad de paquetes que automatizan tales los procesos (Pucheta [38], Cristobal y Antonio [39], Rappaport [40], Lu [41], Reifschneider [42, resumen extendido]), no obstante, todos ellos se basan en programar los métodos analíticos ya conocidos (síntesis de Freudenstein, síntesis de Burmester, síntesis por ecuaciones de curva de acoplador...), además suelen estar enfocados a un solo tipo de tarea cinemática. Por otro lado, los programas CAD/CAM/CAE más comerciales carecen de módulos adecuados para tales labores. Así pues, la **integración** de esta etapa de diseño en los paquetes de ingeniería resulta ser algo inminente y necesario.

El método propuesto por Kinzel et. al [43] es justamente un buen acercamiento a lo que se desea explicar; él acude al concepto de GCP para exponer las capacidades latentes dentro de la mayoría de los CAD. Específicamente, éste es un método exacto que posibilita la ejecución, con éxito, de por lo menos (al integrar los métodos analíticos y geométricos) tres tipos de síntesis bien conocidos: generación de movimiento (puntos de precisión y orientación), seguimiento de trayectoria y generación de función [44].

Lo anterior es consecuencia de que la síntesis gráfica es una excelente herramienta para resolver tareas cinemáticas relativamente complejas con pocas restricciones. Éstos métodos, descritos por R. L. Norton [37], ayudan a desarrollar la intuición geométrica y espacial del diseñador, pero al ser ejecutadas a mano carecen de precisión (Kinzel et al. [44]). La síntesis analítica,

por su lado, nos arroja resultados tipo *caja negra* y por ende más iteraciones, además dificulta el desarrollo de la intuición mecánica y espacial del diseñador (Kinzel et al.). Por tanto, GCP resulta ser un uso inteligente del *módulo de bosquejo*, presente en todos los CAD gracias a la interfaz gráfica de usuario (GUI). La ventaja, entonces, es que se tiene la precisión de los métodos analíticos, la capacidad de realizar un análisis gráfico de sensibilidad¹² y la facilidad de atender las restricciones de espacio gráficamente.

■ Programación de Restricciones Geométricas

Dicho lo anterior, las *restricciones geométricas* se pueden definir como cualquier relación que se establece entre dos *cuerpos geométricos*; a su vez, un *cuerpo geométrico* es una construcción, bien conocida (líneas, puntos, círculos, etc.), que se define por ecuaciones y coordenadas.

Por tanto, es posible plantear cualquier problema de restricciones geométricas como:

Dada la lista ordenada $\{E, O, R\}$, donde E es el espacio geométrico sobre el que se construye el marco de referencia y en donde el problema reside (éste es normalmente el espacio Euclidiano); O es el conjunto específico de los objetos geométricos (líneas, puntos, círculos) que componen el problema (estos se encuentran ya predefinidos); R es el conjunto de restricciones geométricas que definen como se relacionan los objetos geométricos; O se compone de n elementos y R de m elementos.

¿Existe alguna forma de acomodar los n elementos geométricos tal que todas las restricciones m sean satisfechas? Si esto se cumple, entonces:

Dada una asignación de valores a las restricciones, ¿existe una representación coherente de los n elementos geométricos tal que se satisfagan todas las restricciones?

Como intento de solución a dicho planteamiento han surgido gran cantidad de métodos; en *Basics of Geometric Constrain Solvng* [45] se presenta una

¹²El análisis de sensibilidad o análisis paramétrico determina la variación de la respuesta observada del sistema en relación con la variación de distintas variables de diseño. Casi todos están basados en el conocimiento de las derivadas de una función, denominada *función objetivo*, respecto a las variables de diseño [39].

clasificación detallada de los más usados (tipo inteligencia artificial); no obstante, para fines introductorios, ésta se presenta aquí¹³ (a grandes rasgos):

- **Métodos gráficos:** Usan *teoría de grafos* para descomponer el problema en subgrafos ya solucionados y de menor complejidad. Éstos representan pequeños subsistemas de ecuaciones no lineales que después serán resueltos, fácilmente, por métodos numéricos (Newton-Raphson). Posteriormente, éstos son reunidos, para generar una solución global. Dicha gama de métodos es la que tiene mayor uso en los programas de diseño, ya que mediante éstos se han llegado a generar algoritmos [46-48] muy veloces que solucionan problemas de gran complejidad.
- **Métodos basados en lógica:** Estos transforman las restricciones y los objetos geométricos en axiomas y sentencias lógicas para que puedan ser resueltos con *lógica de primer orden*.
- **Métodos algebraicos:** Implementan directamente métodos numéricos y álgebra simbólica. Estos métodos resultan ser sencillos en su construcción, pero en problemas complejos son muy lentos.

Ahora, si bien es posible construir un algoritmo solucionador de restricciones desde cero (GCS, por sus siglas en inglés), basado en alguno de los métodos ya mencionados, la intención es explotar las capacidades de un CAD comercial, por lo que aquí se ejemplifica el proceso completo de síntesis GCP usando CATIA V5R19®, no sin antes definir las restricciones básicas con las que se pretende trabajar (ya programadas e identificadas por otros [43, 44, 49]):

- **Conexiones fuertes.** Un punto es restringido a coincidir con otro (igualando coordenadas). Las juntas perñadas son declaradas de esta manera.
- **Conexiones débiles.** Un punto es restringido a estar contenido en una curva cualquiera. Así se definen las juntas de tipo pasador en ranura (corredera y perno). En algunos programas, como CATIA®, las restricciones débiles y fuertes son producto de un solo comando.

¹³Detrás de esta idea se encuentran gran cantidad de motores computacionales que se encargan de resolver las restricciones que introducimos en un entorno gráfico. Éstos son algoritmos de búsqueda, llamados GCS, son lo que realmente proporciona la potencia a GCP y actualmente existe abundante investigación relativa a ellos. Robert Joan [45] presenta en «*Basics of Geometric Constraint Solving*» un acercamiento a este tipo de algoritmos.

- **Fijar dimensión.** Una dimensión lineal o angular es restringida a tener un valor fijo.
- **Fijar posición.** Significa que el punto, línea, círculo, ... queda anclado a la tierra, i.e. el marco de referencia.
- **Igualdad.** Dos longitudes son restringidas a tener los mismos valores. Tómese especial atención sobre el hecho de que cuando dos elementos se restringen a ser iguales en longitud no forzosamente significa que la longitud ahora se encuentre confinada a un valor (fijar dimensión), i.e. que simplemente relacionaremos las longitudes de dos líneas (o los radios de dos círculos) sin restringir la libertad de esta variable dimensional.
- **Paralelismo.** Una línea es restringida a ser paralela a otra (o ser vertical u horizontal.). Ésta restricción puede ser usada con la conexión débil para *construir* la restricción de colinealidad.
- **Perpendicularidad.** Una línea es restringida a ser perpendicular
- **Tangencia.** Una curva o línea es restringida a ser tangente a otra curva. Los pares superiores como las junta entre levas y seguidores pueden ser definidos de esta manera.

Las restricciones geométricas más usadas son la coincidencia y la igualdad¹⁴; ésta última resulta ser bastante útil y aunque no existe en algunos CAD como CATIA® [50], puede ser construida a través de otras restricciones, como se verá más adelante.

Al momento de realizar las restricciones se observará que el motor GCS podrá identificar tres casos: el sistema se encuentra subrestringido (GDL positivo), el sistema se encuentra completo (GDL igual a cero) o el sistema se encuentra sobrerestringido (GDL negativo). Por tanto, cuando existe un exceso de restricciones habrá que eliminar alguna de ellas¹⁵; normalmente se estará trabajando con sistemas subrestringidos por lo que no hay necesidad de lo anterior.

El objetivo es plantear el problema del mismo modo que se haría de manera analítica, aunque las ecuaciones que definen las restricciones y los objetos

¹⁴En cuanto a los objetos geométricos, los más usados son líneas, arcos y círculos.

¹⁵Si se es observador, se entenderá que las variables que se eliminan para conseguir un sistema completo son redundancias y por consecuencia tendrán un alto grado de relación con las variables a las que redunden (tendrán sensibilidad a aquella variable).

geométricos se plantean de manera gráfica. Así pues, es posible sintetizar diversos mecanismos: cuatro barras, leva-seguidor, correderas circulares, seis barras; para varias tareas cinemáticas: generación de función, conducción de cuerpo rígido, curva de acoplador, etc.; e incluyendo cualquier combinación entre éstas.

A continuación se ilustra GCP a través de la síntesis de la segunda sección del mecanismo de la ortoprótesis, éste es un mecanismo biela-manivela corredera, sólo que la corredera es circular (para identificarlo mejor, se invita al lector a revisar los capítulos cuarto y quinto, donde se explican a detalle sus partes constituyentes). El método se ha separado en siete etapas:

1. Bosquejo inicial.

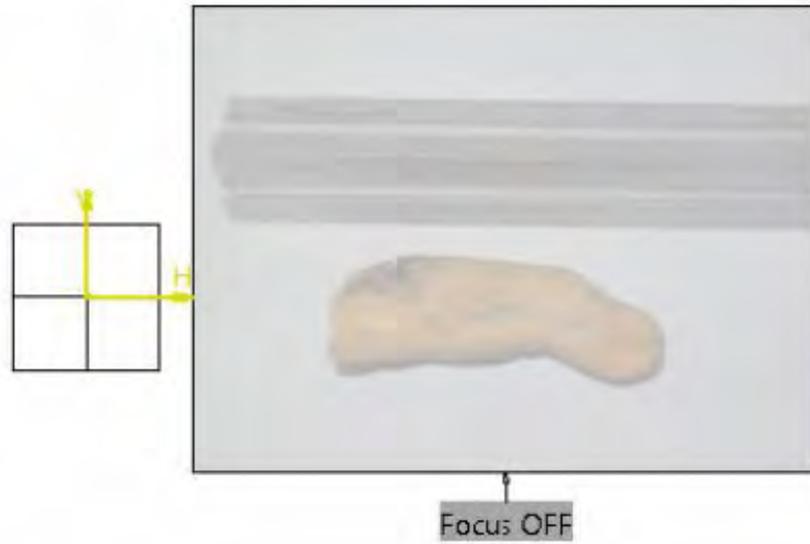
Primero hay que determinar por completo la tarea cinemática a realizar (cuerpo rígido, puntos de precisión, generación de función o una combinación de éstas). Así que habrá que dibujar todas las posiciones del cuerpo, sus orientaciones y/o los puntos de precisión necesarios.

También se aprovecha el hecho de estar usando una herramienta exacta para acompañar la síntesis del bosquejo de *elementos externos* que delimiten el espacio de trabajo (i.e. la carcasa, la base, otros mecanismos con las que interactúa, el objeto a mover); ésto permitirá detectar las obstrucciones latentes y visualizar las posiciones más adecuadas. Lo anterior puede hacerse *importando* al fondo de pantalla alguna imagen o simplemente dibujando, con líneas auxiliares, los objetos obstructores. En la figura 2.19a se puede observar que se ha importado la foto de la parte distal del dedo índice. También se ha ubicado el marco de referencia de tal forma que el origen coincide con la junta MCP (que no aparece en la foto).

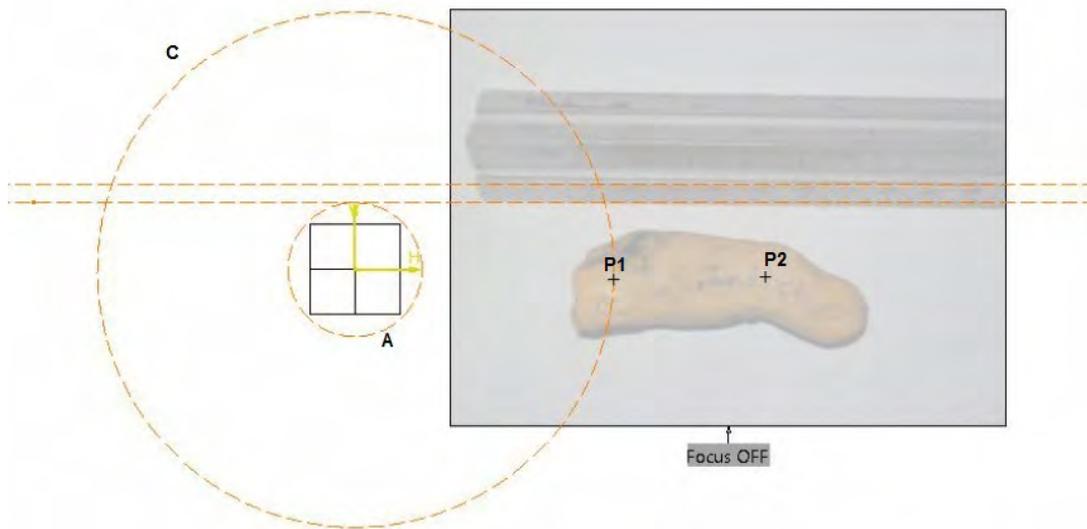
En la figura 2.19b se ha agregado el círculo A , que representa el espacio ocupado por la junta MCP; el círculo C , que define la distancia entre la juntas MCP y PIP; los puntos $P1$ y $P2$ que representan la ubicación de las juntas PIP y DIP del dedo; y dos líneas horizontales, que dan idea de la orientación de la palma, así como el grosor del guante o férula que existe entre el dorso de la mano y el mecanismo que se va a sintetizar.

2. Declarar capas

CATIA® proporciona la facilidad de ocultar objetos o transferirlos a diferentes *capas* de trabajo (de las cuales se pueden crear la cantidad



(a) I. Importación de imágenes y ubicación del sistema de coordenadas.



(b) II. Bosquejo de elementos auxiliares.

Figura 2.19: Primera etapa síntesis GCP. Entorno CATIA® v5r19.

que se desee). Éste recurso se aprovecha para no saturar la pantalla y evitar confusiones. Incluso el método propuesto en [49] ocupa una *capa* para cada sección del mecanismo. La ventaja de esto es que, a la vez que se sistematiza el proceso, se filtra visualmente la información con la que se trabaja. Aquí se usan tres capas.

3. Dibujar objetos geométricos.

Posteriormente se dibujan los puntos (juntas), líneas (eslabones y correderas), arcos, círculos, etcétera, que formen el mecanismo. Dependiendo del número de posiciones (ya definidas en el primero paso); el mecanismo se dibujará tantas veces, sin declarar aún restricciones dimensionales. Mientras se dibujan los objetos, automáticamente se crearán restricciones geométricas *básicas*; por eso habrá que prestar atención a éstas y los GDL que tiene cada objeto:

- a) Una línea estará compuesta de un segmento de recta y dos puntos, ésta tiene cuatro GDL.
- b) Un punto tendrá 2 GDL
- c) Un círculo tendrá, 3 GDL
- d) Un arco tendrá 6 GDL

En la figura 2.20 se observa que se ha agregado el conjunto de líneas $o-q-p$ y $o'-q'-p'$, y un círculo D (que relacionará a p y p'). No aparecen A , C ni las líneas horizontales, éstas han sido ocultadas en otra capa para no saturar la pantalla (después se usarán).

4. Aplicar restricciones geométricas.

Se procede a relacionar los objetos. Aquí, las líneas que corresponden a cada una de las diferentes posiciones del mecanismo se restringen a ser iguales en longitud y sus extremos a coincidir en el punto donde se requiere una junta perñada (generando las restricciones de igualdad y coincidencia respectivamente). Se debe recordar que:

- a) Para eslabones que están directamente anclados a tierra basta representarlos con un círculo cuyo centro descansa en el *pivote fijo*.
- b) Para eslabones con movimiento plano general es necesario crear restricciones de *igualdad*.

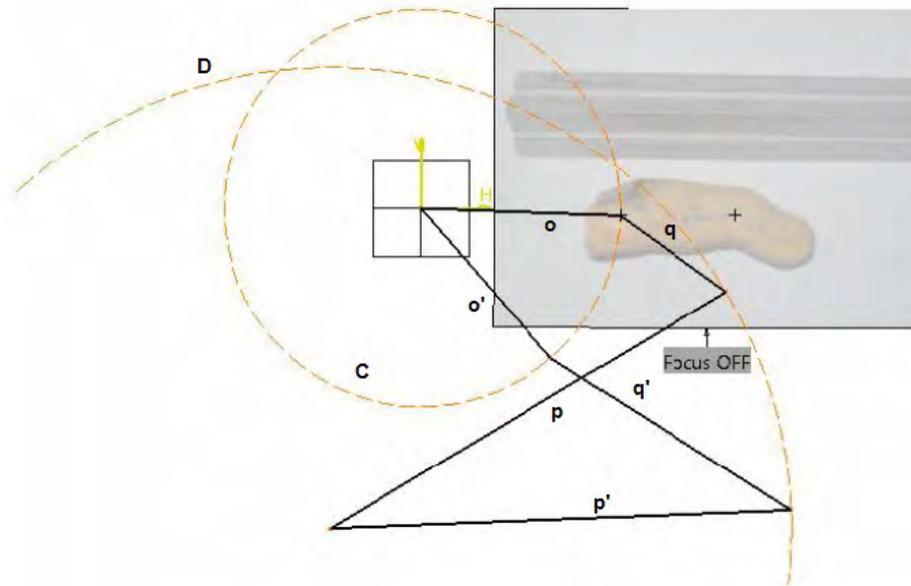


Figura 2.20: III. Dibujo de los objetos geométricos (eslabones, correderas y juntas).

- c) Se podrá observar que algunas *coincidencias* fueron creadas automáticamente en el paso tres; a esto se le llama *captar la intención del diseñador* y es una función agregada en la mayoría de los CAD, la cual puede o no desactivarse a conveniencia.
- d) Los objetos geométricos pueden ser re-acomodados en "tiempo real".
- e) Se debe iterar entre los pasos tres y cuatro hasta conseguir la "forma" deseada junto con un sistema subrestringido o completo (cero GDL).
- f) Se debe estar seguro de haber aplicado bien todas las restricciones, de lo contrario, el resultado de la síntesis estará limitado y se corre el riesgo de sobrerestringir la síntesis tempranamente, i.e. restricciones que no ayuden a cumplir los requerimientos del diseño.

En la figura 2.21a se han ocultado (en otra capa) todos los objetos excepto las líneas q y q' . El fin es crear la restricción de igualdad entre

éstas. Como se mencionó, CATIA® no tiene restricción de igualdad, así que ésta se construye a través del auxilio de dos círculos cuyos centros *coincidan* con las líneas que se desean igualar, uno para cada línea, ya sea q o q' ; El perímetro de cada círculo debe *coincidir* (conexión débil) con el otro extremo de la misma línea. Posteriormente los dos círculos se restringen a ser tangentes a dos líneas paralelas (auxiliares), ésto los obliga a tener el mismo diámetro independientemente de su orientación o posición. En la figura 2.21b se pueden observar los tríos $o-q-p$ y $o'-q'-p'$ con q y q' ya igualadas.

Finalmente, como se adelanta en la figura 2.22, se ha hecho coincidir un punto de la línea q con $P1$. Ahora solo falta definir las dimensiones.

5. Aplicar restricciones dimensionales.

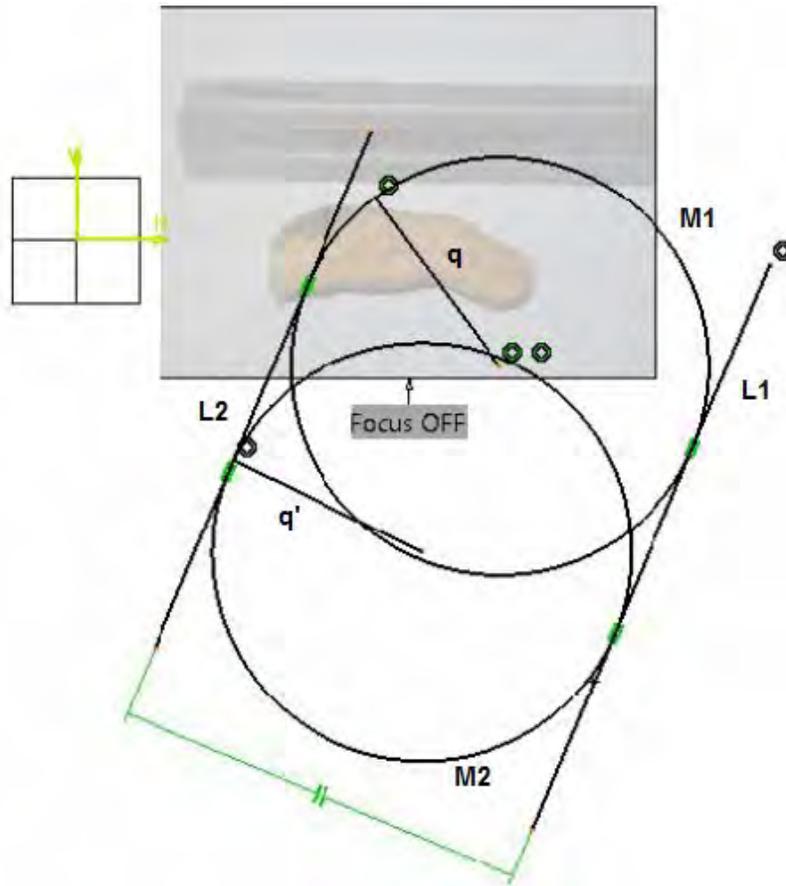
En este caso se deben restringir los ángulos entre las posiciones inicial y final de los eslabones 2 y 3 (pares $o-o'$ y $q-q'$, respectivamente). Una vez aplicadas, se podrá observar que aquellos elementos que no han sido restringidos (posiciones y orientaciones de otras líneas o círculos) se adaptan automáticamente según lo demanden las restricciones del resto del bosquejo; ésto es en realidad el resultado de la síntesis recién efectuada (en este momento, uno puede echar un vistazo a las propiedades de cualquier objeto geométrico para, así extraer los datos de solución al problema; i.e. posición, ángulo de orientación, dimensión...).

En la figura 2.22 podrá observarse que se agregaron algunas restricciones que no presentan relevancia. Éstas se pueden volver referencias y mostrarnos el comportamiento de cierta variable con respecto al cambio de otra (ya que en algún momento pueden volverse relevantes).

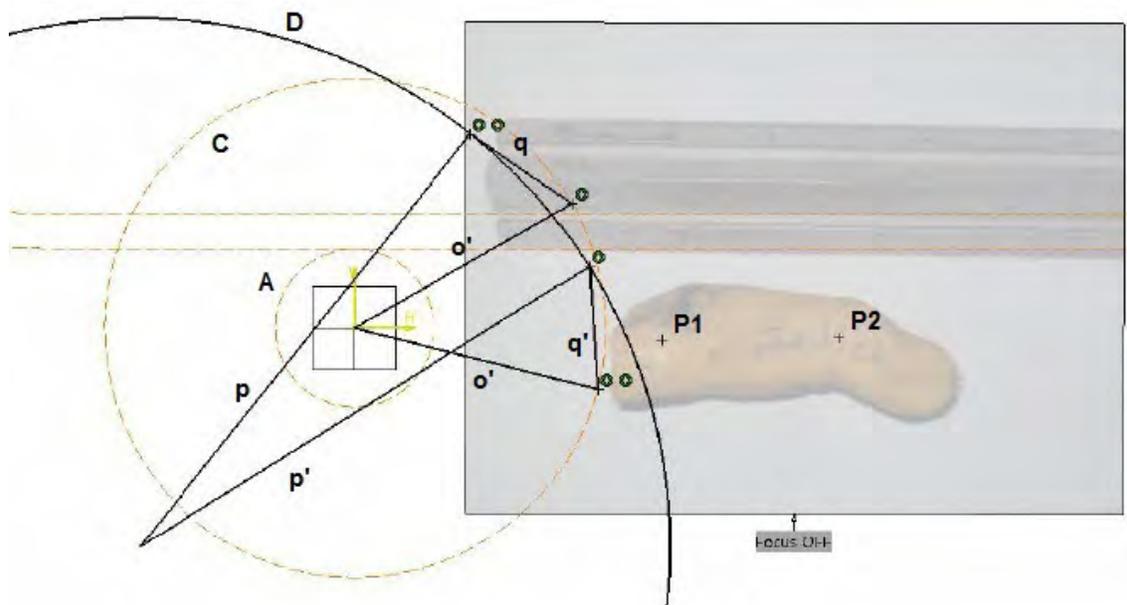
Si aún se requiere manipular los elementos geométricos del bosquejo se usa la actualización dinámica o se restringe la dimensión correspondiente y se procede a cambiar ésta hasta que tome el valor deseado; posteriormente hay que transformarla en una *referencia* para dejar el bosquejo tal y como estaba (los mismos GDL). Ver figura 2.22.

6. Se introducen restricciones funcionales.

En ocasiones puede ser útil relacionar dos medidas, y que estas se conserven una relación funcional. El entorno CATIA® v5r19, permite hacer



(a) IV. Restricción de igualdad en entorno CATIA® v5r19



(b) V. Aplicación de las restricciones geométricas

Figura 2.21: Aplicando restricciones

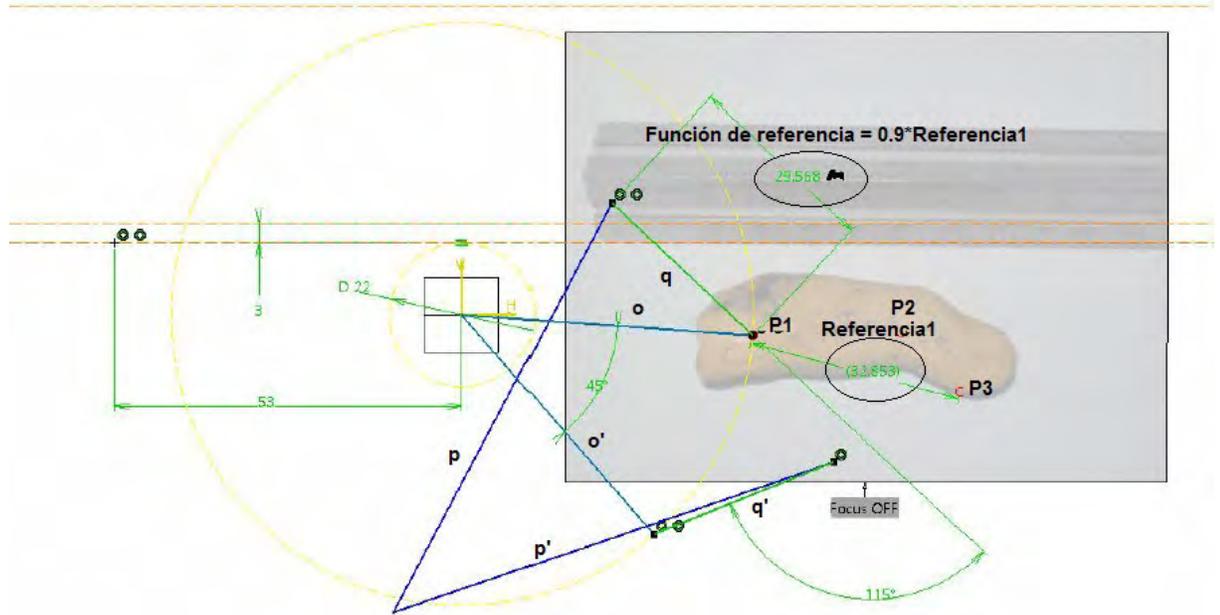


Figura 2.22: VI. Restricciones dimensionales y auxiliares. Síntesis terminada

esto a través de la función *formula*. En la figura 2.22 se muestra este tipo de restricción (encerrada en círculos).

7. Simulación.

Al aplicar todas las restricciones necesarias, la síntesis estará concluida. Si el bosquejo conserva algún grado de libertad (i.e. se encuentra subrestringido), este se puede manipular para acomodarlo al gusto. Finalmente se puede *fijar* la geometría para que el mecanismo recién sintetizado conserve sus dimensiones con un GDL igual a cero. (fijando posiciones o dimensiones). Posteriormente podremos rearmar un bosquejo geométrico auxiliar con sólo las restricciones dimensionales (las dimensiones recién sintetizadas) y las coincidencias necesarias (juntas pernadas o correderas). De esta manera podremos *simular* el mecanismo y verificar su funcionamiento.

Ya que el bosquejo construido es en efecto un programa, éste puede ser salvado y reusado para la solución de problemas similares simplemente redefiniendo algunas restricciones.

Por otro lado cabe destacar que durante el proceso, anteriormente descrito, siempre se estará trabajando con dos tipos de restricciones, dependiendo de la intención que se les dé:

- **Restricciones básicas:** Son restricciones cuya intención es definir la naturaleza del propio mecanismo. Así pues, se usan para aparentar (a través de cualquier elemento geométrico) un cuerpo rígido o el comportamiento de una junta en el mundo real.
- **Restricciones de diseño o del entorno:** Son las restricciones definidas y relacionadas por la tarea cinemática. Para que éstas puedan ser definidas, se dibuja varias veces el mecanismo y en varias posiciones. Éstas son las que detallan el comportamiento del mecanismo entre cada posición o delimitan las dimensiones del mismo en el espacio de trabajo. Normalmente serán restricciones dimensionales.

Capítulo 3

Diseño conceptual y configuración

En este capítulo se exponen las necesidades del cliente y posteriormente se listan las especificaciones del dispositivo; a su vez, se explican los principios y conceptos de solución que se consideraron para resolver dichas especificaciones. Es debido mencionar que fueron construidos tres prototipos para la elección del concepto final, de tal modo que se obtuvo provecho de éstos al detectar fenómenos no anticipados. Lo anterior se complementa con los modelos matemáticos y simulaciones que se exponen en el capítulo cuarto. Se explica así, una evolución arquitectónica y conceptual a través de tres iteraciones tipo prueba y error.

3.1. Identificación de las necesidades

Existen muchos factores que definen el diseño final de cualquier producto, esto se puede traducir en la alta probabilidad de que surjan contradicciones en las propias variables que le definen¹. Por ésta y otras razones, un buen diseño, en primer lugar, se ayuda de responder *¿qué se quiere?*, *¿quién lo quiere?* y *¿para qué lo quiere?*

¹El número de contradicciones aumenta aún más con el número de disciplinas que intervienen en el grupo de trabajo, esto simplemente significa que existe un mayor campo de visión sobre el proyecto, por lo que más problemas se pueden volver evidentes. A la vez, el número de contradicciones que estemos dispuestos a trabajar depende de darnos cuenta de ellas y de saber resolverlas.

Con el fin de responder dichas preguntas, se entrevistó al futuro usuario de la ortoprótesis, así como a su fisioterapeuta. De ésta manera se extrajeron los siguientes enunciados:

- *-que use su propia mano-*
- *-práctico y funcional, con un fácil manejo-*
- *-fácil mantenimiento-*
- *-que tome y mantenga sujetos los objetos-*
- *-que mantenga la presión-*
- *-si es importante que no sea pesado ni tan feo-*
- *-lo mas cercano a su anatomía, que no salga de su mano ni que se le vea fuera del cuerpo-*
- *-que mantenga una presión constante y regulada-*
- *-que sea fácil de instalar (que emplee una sola mano)-*
- *-que no se atore con la ropa-*
- *-rehabilitar mi brazo (si esto fuera posible)-*
- *-evitar que se siga deteriorando mi brazo-*
- *-que corrija la postura de mi mano-*
- *-poder integrar mi mano a mi vida cotidiana: en casa, escuela, trabajo y transporte-*
- *-que estuviera lo más adherido a mi cuerpo-*
- *-que me permitiera seguir usando la ropa con mangas-*
- *-que se integrare de manera natural a la mano-*
- *-creo que podría trabajar con tres centímetros como máximo-*
- *-que no fuese muy lento para que no se desespere-*
- *-que no represente mayor dificultad su uso-*

Se observó que una de la peticiones mas demandantes es la de *usar la propia mano*. Ésta, mas que ser una necesidad, es el *concepto de solución* entorno al cual se desarrolla el presente trabajo, por lo que todo planteamiento de la ortoprótesis se enfocó a tal idea². Así pues, dicho concepto se sobrentiende en las tablas y cuadros que se explican a continuación.

Mediante los métodos expuestos en [51] se construyó la tabla 3.1; en ésta se sugieren algunas especificaciones. En la última columna se listan sus unidades. A su vez, en la primera columna es posible observar *grupos de necesidades*; i.e. se tomaron aquellas que representan un mismo concepto o

²Como tal, la verdadera necesidad (no el *cómo* si no el *qué*) es la de *aumentar los límites fisiológicos de un brazo paralizado para apoyar al lado sano*.

que fuesen redundantes y se etiquetaron dentro de un concepto más general. Éstos grupos son los que fueron usados para obtener las especificaciones objetivo.

3.2. Especificaciones objetivo

QFD (siglas en inglés de Quality Function Deployment) o casa de la calidad es un método de diseño de productos y servicios que recoge las demandas y expectativas de los clientes (consumidores y/o empresa) y las traduce en características técnicas. Se distingue por su carácter cualitativo e integrador, es decir, permite conocer mejor al cliente y contribuir, a un tiempo, en el control de los costos y los aspectos ingenieriles (procesos, materiales, etc.). Resulta especialmente útil en la fase de valoración de diferentes alternativas de diseño y selección de la alternativa final a desarrollar.

Dicho lo anterior, una vez identificadas las necesidades, se procedió a definir y organizar las especificaciones mediante el método QFD³ [51]. Éste se muestra en la figura 3.1. La lista ordenada (de mayor a menor importancia) de las especificaciones que resultaron se expone en la tabla 3.2. Algunas son explicadas a continuación:

1. Se puede objetivo observar que dentro de la lista 3.2, se enuncia *razón (vol. mano + vol. dispositivo)/(vol. mano)*; significa $\frac{V_{mano} + V_{dispositivo}}{V_{mano}}$; donde V_x denota la variable *volumen*. Se creó esta especificación con el fin de medir las necesidades contenidas en los grupos *forma afín a la mano y ocupa poco espacio*; ésta refleja el porcentaje en que el volumen de la mano aumenta al instalar el dispositivo (puede tomar valores desde uno a ∞ , sin embargo se desea que su valor tienda a ser uno).
2. La especificación *segmentos embrazados* significa el número de uniones o juntas que debe tener el dispositivo con la mano para ajustarse firmemente ésta, es decir, la cantidad de partes que envuelve o *embraza* (i.e. la palma, falange proximal, medial y distal, muñeca, antebrazo, brazo, hombro y torso).
3. La especificación *número de bordes agudos ($<45^\circ$)*, refleja la geometría del dispositivo. Un borde se considera agudo si el ángulo entre las ca-

³Cabe aclarar que sólo se usó una parte del método; aquella que permite ordenar las especificaciones. Por tanto no se realizó ningún análisis de mercado

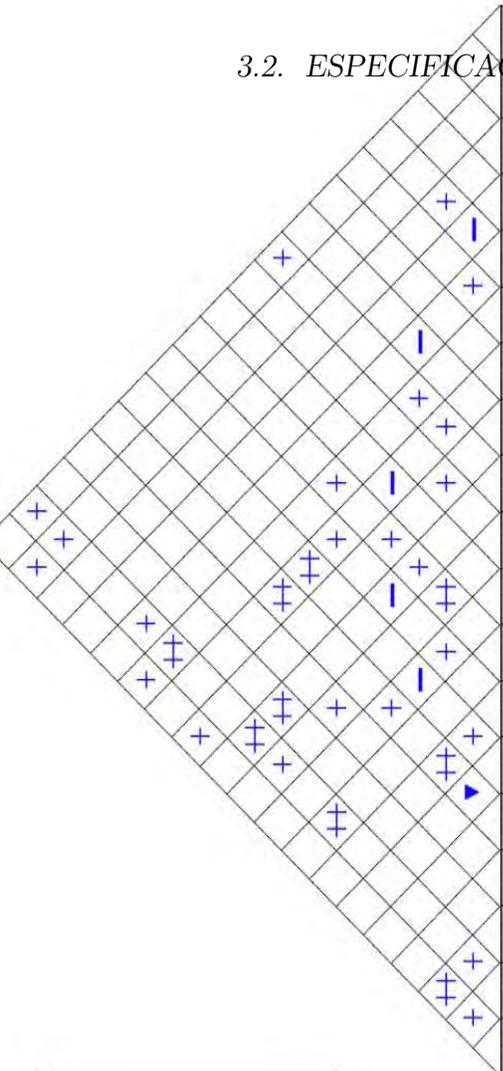
#	AGRUPACIÓN DE NECESIDADES	NECESIDADES	POSIBLES ESPECIFICACIONES	MEDIDAS
1	ES PRÁCTICO Y FUNCIONAL	Se maneja fácilmente Su uso no representa mas dificultades Es portatil	Grados de libertad del dispositivo (GDL) Número de piezas Numero de funciones generadas Articulaciones movilizadas Tiempo para vestirse	GDL número número número s
2	SIRVE PARA ASIR VARIOS OBJETOS	El dispositivo toma y mantiene sujetos los objetos El dispositivo genera una presión constante Permite sujetar con firmeza El dispositivo mantiene fija la presión También regula la fuerza	Ventaja mecánica de la transmisión Peso de los objetos sujetados Volumen de los objetos sujetados	(%) g cm ³
3	PROMUEVE UNA REHABILITACIÓN	El dispositivo apoya al lado sano Controla la movilidad de los dedos Corrige la postura de la mano Permite una integración de la mano a la vida cotidiana Es capaz de rehabilitar la mano Evita el deterioro de la mano Convence al usuario de su funcionalidad	Fuerza de prehensión Presión en las JI Dirección de fuerzas en JI durante la presión (o rad) Ángulos de flexión de las JI	N Pa rad rad
4	OCCUPA POCO ESPACIO	El dispositivo es pequeño No ocupa demasiado espacio Tres centímetros como máximo desde la mano	Razón (vol. mano + vol. dispositivo) / vol. mano (=> 1)	(%)
5	SU FORMA ES AFÍN A LA MANO	Tiene tamaño cercano al de la anatomía mano Tiene acerca a la anatomía Es lo mas adherido al cuerpo	Distancia máxima del dorso de la mano (<3cm) Razón (vol. mano + vol. dispositivo) / vol. mano (=> 1)	cm (%)
6	ES LIGERO	El dispositivo es ligero	Peso del dispositivo	Kg
7	PUEDE PORTAR PRENDAS SOBRE ÉL	No se atora con la ropa Permite delizar las mangas de la ropa sobre él Puede ser ocultado por la ropa y sigue funcionando	Distancia máxima del dorso de la mano (<3cm) Número de bordes afilados Segmentos embrazados	cm número número
8	SE ACCIONA RÁPIDAMENTE	Su funcionamiento es rápido	Relación de velocidad de la transmisión	(%)
9	ES AGRADABLE A LA VISTA	Es agradable a la vista	Transmisibilidad de los materiales	%
10	ES ECONÓMICO	El aparato es económico	Costos de los materiales Costo de fabricación	\$ MN \$ MN
11	MANTENIMIENTO FACIL	Es facil darle mantenimiento Se limpia con facilidad. El dispositivo tiene refacciones económicas	Número de elementos comerciales Herramientas para mantenimiento	número número

Cuadro 3.1: Agrupación e identificación de las necesidades. Propuesta de las especificaciones.

3.2. ESPECIFICACIONES OBJETIVO

Legend

- Relación Fuerte 9
- Relación Moderada 3
- Relación Débil 1
- Correlación Positiva Fuerte
- Correlación Positiva
- Correlación Negativa
- Correlación Negativa Fuerte
- El Objetivo es Minimizar
- El Objetivo es Maximizar
- El Objetivo es Igualar al Valor



Fila #	Máximo valor de relación en fila	Peso relativo	Peso/Importancia	Requerimientos del Usuario	Grados de libertad (GDL)	Número de piezas y partes	Número de articulaciones movilizadas	Número de bordes agudos (<45°)	Par motor o fuerza de entrada (N)	Ventaja mecánica de la transmisión	Fuerzas en las articulaciones de la mano (N)	Razón (volumen mano + volumen dispositivo) / volumen mano (<= 1)	Relación de velocidad de la transmisión	Distancia máxima del dorso de la mano (<3cm)	Segmentos embrazados	Peso del dispositivo (<=200g)	Fuerza de presión (>=3N)	Costos de fabricación (\$)	Costos de los materiales (\$)	Número de componentes comerciales	Transparencia óptica de los materiales (%)	Tiempo para ponerse y quitarse Herramientas esp. para mantenimiento	
1	9	12.0	10.0	Es práctico y funcional	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
2	9	10.8	9.0	Ocupa poco espacio	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
3	9	8.4	7.0	Permite portar prendas sobre él	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
4	3	9.6	8.0	Su forma es afín a la mano	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
5	9	9.6	8.0	Promueve la rehabilitación	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
6	9	8.4	7.0	Es ligero	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
7	9	9.6	8.0	Produce una presión fuerte	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
8	9	6.0	5.0	Se acciona rápidamente	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
9	3	8.4	7.0	Es agradable a la vista	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
10	9	8.4	7.0	Es económico	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
11	9	8.4	7.0	Fácil mantenimiento	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
Objetivo o Valor Límite				○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	
Dificultad 0=Facil de lograr, 10=En extremo difícil				7	8	9	9	2	3	8	5	9	7	8	8	8	8	8	8	7	5	5	
Máximo valor de la relación en la columna				3	9	9	9	120.5	65.1	195.2	28.9	204.8	66.3	172.3	166.3	166.3	151.6	75.9	75.9	113.3	25.3	36.1	88.0
Peso/Importancia				45.8	174.7	133.7	120.5	5.9	3.2	9.5	1.4	10.0	3.2	8.4	8.1	5.5	7.4	3.7	3.7	5.5	1.2	1.8	4.3
Peso relativo				2.2	8.5	6.5	5.9	3.2	3.2	9.5	1.4	10.0	3.2	8.4	8.1	5.5	7.4	3.7	3.7	5.5	1.2	1.8	4.3

Figura 3.1: Casa de la calidad QFD

Importancia después de QFD
Razón (volumen mano + volumen dispositivo)/(volumen mano)
Ventaja mecánica
Número de piezas
Distancia máxima al dorso de la mano
Segmentos embrazados
Fuerza de prensión
Bordes agudos ($<45^\circ$)
Número de articulaciones movilizadas
Número de elementos comerciales
Peso del dispositivo
Número de herramientas para mantenimiento
Costos de fabricación
Costos de los materiales
Par motor o fuerza de entrada
Relación de velocidad
Grados de libertad
Tiempo de instalación

Cuadro 3.2: Lista ordenada de las especificaciones

ras convergentes es menor a 45° . Esta especificación surge al observar que los cuerpos o prominencias afiladas, dificultan el deslizamiento de prendas (abrigo o camisas de manga larga) sobre la órtesis, si es que el usuario se desea cubrir o abrigar (que es una de las necesidades en la tabla 3.1; puede traducirse en una fácil instalación).

4. La *distancia máxima al dorso de la mano* es la que existe entre el punto más lejano del dispositivo, con respecto a la mano donde se instala, y el dorso de ésta (donde terminan los nudillos, vista desde el plano sagital). Del resto de las especificaciones se infiere que el lector las entiende y no es necesario aclararlas.

Consecuentemente, tras analizar las características técnicas, se encontraron varias coherencias y contradicciones. Las coherencias significaron un problema resuelto desde el inicio. Las contradicciones indicaron un problema que debería ser resuelto. Así pues, éstas podrían ser las entradas para métodos

como TRIZ o ISQ (de Innovation Situation Questionnaire). Las contradicciones incluso evidenciaron las variables a optimizar del sistema (los aspectos que esencialmente se contradicen) y por consiguiente los factores de selección entre una buena y una mala solución. Para explicar mejor ésto, en la figura 3.1 es posible ver que del *techo* se dedujo la correlación entre cada una de las especificaciones. Una serie de signos especifica el tipo: + o ++ para una correlación positiva (directamente proporcional) y - o ▼ para una correlación negativa (inversamente proporcional). También es posible ver que debajo del renglón que enuncia las columnas se expone uno más para definir la *dirección de desempeño*, esto es si la variable se deseó minimizar ▼ o maximizar △. De lo anterior se obtuvieron seis arreglos:

1. Dos variables se desean minimizar con una correlación positiva $\nabla^+\nabla$.
2. Dos variables se desean minimizar con una correlación negativa $\nabla^-\nabla$.
3. Dos variables se desean maximizar con una correlación positiva $\Delta^+\Delta$.
4. Dos variables se desean maximizar con una correlación negativa $\Delta^-\Delta$.
5. Una variable se desea maximizar y otra se desea minimizar, éstas tienen una correlación negativa $\nabla^-\Delta$.
6. Una variable se desea maximizar y otra se desea minimizar, éstas tienen una correlación positiva $\nabla^+\Delta$.

Por lo que se identificaron dos casos:

- No hay contradicciones (coherencias), i.e. arreglos impares: 1,3,5.
- Hay contradicciones; arreglos pares: 2, 4 y 6. Son casos en los que hubo que poner más atención ya que estos eran contradicciones latentes. Varias de éstas se transformaron en los problemas de ingeniería que caracterizaron al dispositivo, i.e. los retos de diseño.

Como resultado de este análisis (techo de la casa figura 3.1) se encontraron diez contradicciones, las cuales se listan a continuación a modo de pregunta:

1. ¿Cómo aumentar el número de articulaciones movilizadas y disminuir el número de segmentos embrasados?

2. ¿Cómo disminuir el número de segmentos embrazados y aumentar la fuerza de prensión?
3. ¿Cómo aumentar la ventaja mecánica y a la vez mejorar la relación de velocidad angular?
4. ¿Cómo disminuir los grados de libertad y a la vez aumentar el número de articulaciones movilizadas?
5. ¿Cómo disminuir el número de piezas y a la vez aumentar el número de articulaciones movilizadas?
6. ¿Cómo disminuir la fuerza necesaria a la entrada y a la vez mejorar la relación de velocidad angular?
7. ¿Cómo disminuir el par o fuerza de entrada y aumentar la fuerza de prensión?
8. ¿Cómo aumentar la relación de velocidad angular y aumentar la fuerza de prensión?
9. ¿Cómo disminuir el peso del dispositivo lo mismo que los costos de los materiales?
10. ¿Cómo disminuir los costos de material y aumentar la transmitancia óptica?

Debido a que estas contradicciones provienen de las mismas especificaciones teóricas, sugeridas sin haber construido nada, es evidente que con la práctica emergiesen otras, sin embargo este método permitió advertirse sobre lo que habría que resolver. Incluso, a partir de éstas fue posible inferir criterios para elegir los conceptos de solución que se proponen más adelante, es decir, se prefirió aquel concepto que mejor resolviese tales contradicciones.

3.3. Funciones

Como es de esperar, el caso que se trabajó no solo consistió de un problema, sino de varios y debido a la elevada cantidad de variables físicas que afectan el funcionamiento de la mano humana, lo anterior significó *desmembrar el diseño*.

Durante una etapa muy temprana, se ideó un dispositivo ortésico con características similares a los vistos en la sección 1.2. Posterior al desarrollo este primer prototipo (de tres) se manifestó la necesidad de elegir un concepto de solución por cada *función* que debiese cumplir dicho aparato; lo que incluía encontrar alternativas para el movimiento de un solo dedo (flexoextensión de las juntas MCP y PIP). Por esta causa, y con base en las necesidades de la tabla 3.1, se formalizaron los conceptos de solución a partir de definir primero las *funciones*. Por tanto, se definieron *bloques* (figura 3.2) donde cada necesidad fue relacionada a una o varias de ellas (las funciones) y a la vez, éstas se agruparon, sin olvidar que cada una debía ser independiente del bloque; dicho así, las funciones podían formar parte de un bloque u otro, o de varios a la vez, dependiendo del provecho que esto representase en el diseño final.

Lo anterior supuso conocer el desempeño de cierto ordenamiento, que no solo hay uno, en la *práctica*; lo cual es imposible en etapas tan tempranas de diseño (solo es posible dar una idea). Por consecuencia, se decidió realizar pequeños prototipos, de los conceptos de solución que se desease conocer más. Así, se evidenciaron algunos fenómenos no previstos que llevaron a la investigación de los tópicos expuestos en el capítulo uno y dos, y el posterior desarrollo de las tres arquitecturas que se explican más adelante (la tercera arquitectura se detalla en el capítulo cuarto y quinto).

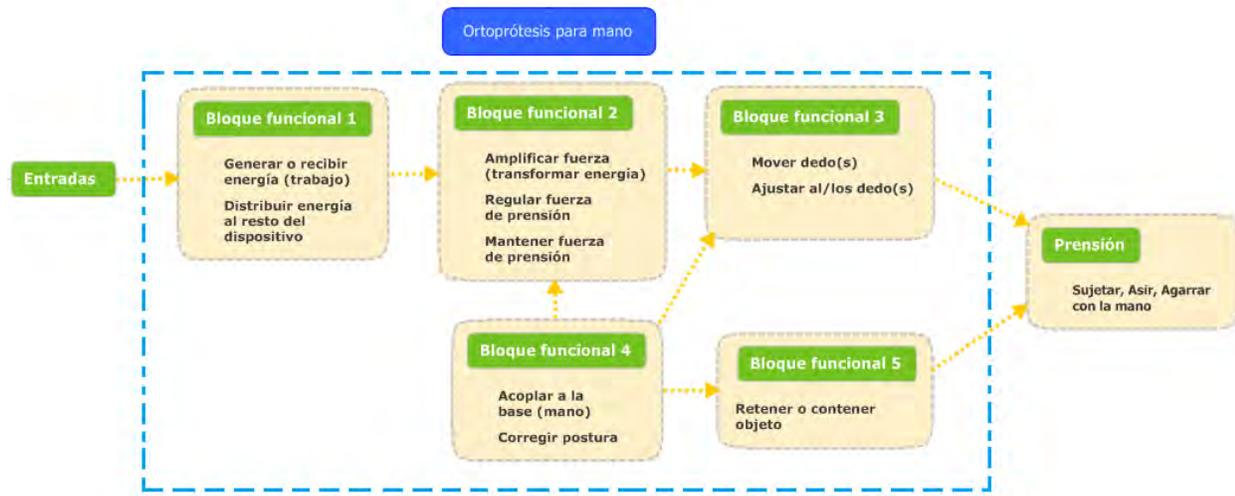
Como se observa en la figura 3.2, inicialmente se identificaron once funciones y cinco bloques (en la referencia [51] se les llama componentes). También se puede ver que algunas de las funciones, como *amplificar fuerza* expresan directamente las necesidades de la tabla 3.1 o están relacionadas con alguna especificación, estas son *funciones propias* del diseño. Otras funciones, como *transmitir energía* o *retener y contener*, son *funciones inferidas*, es decir que son supuestas o necesarias para cumplir con otras (i.e. *retener y contener* es inferida de *asir los objetos*).

Cada bloque representó un componente físico, en aquel momento desconocido, que se encargaba de cumplir con las funciones que lista. Se debe hacer notar que subsecuentes iteraciones (prototipos del mecanismo para la flexoextensión del dedo) encaminaron a la *integración de bloques*, disminuyendo así su número (ver sección 3.5), i.e. *funciones compartidas*.

En contraste, al compartir funciones se conservó la cantidad de estas (no necesariamente la calidad); Lo anterior significó que físicamente más funciones fueron atribuidas a un mismo componente y por ende se simplificó el diseño y se economizó en espacio; este enfoque ofreció las herramientas



(a) Bloque funcional general.



(b) Descomposición funcional del dispositivo.

Figura 3.2: Diagramas funcionales de la primera iteración. (a) es el bloque funcional general y (b) es su descomposición.

que requería la resolución de la necesidad número 4, identificada como *ocupa poco espacio*.

3.4. Conceptos de solución

Definidas las funciones se propuso un conjunto de conceptos de solución para cada una. Posteriormente, debía resolverse el problema de enlazar físicamente dichos conceptos, por lo que se le dio preferencia a aquellos que sugiriesen alguna *función compartida* (en el mismo bloque o con otros) y que mejor resolviesen las especificaciones y contradicciones obtenidas de QFD.

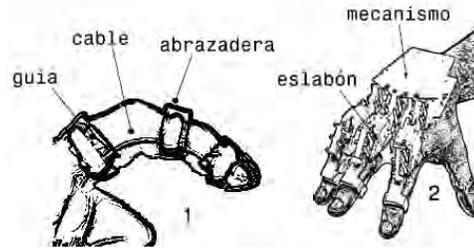


Figura 3.3: Conceptos para mover los dedos.

Debe saberse que algunos conceptos de solución se usaron para resolver más de una función; de esta manera, también se trabajó con *redundancias funcionales* (complementario a *funciones compartidas*), es decir, que una función no era ejecutada por un solo componente, sino por varios. Al elegir los conceptos de solución con más funciones compartidas, se encontró que muchos de ellos redundaban con los de otro bloque. Sin importar ésto, dichos conceptos se pudieron implementar en un mismo componente; y como resultado se esperó que el dispositivo final fuese más robusto.

3.4.1. Flexoextensión del dedo

También referida como *transmitir fuerza a los dedos*; ésta es la función más importante del dispositivo y es propia del diseño. Lo anterior significó que el concepto elegido decidió la arquitectura general. Ver figura 3.3.

1. **Cables o tendones** unidos al dedo y que al ser halados se consigue la flexión de las juntas interfalángicas, semejando los músculos y tendones flexores de una mano normal
2. **Mecanismo eslabonado** que flexione las juntas interfalángicas desde la zona dorsal de la mano⁴

De dichos conceptos se prefirió implementar el segundo ya que a diferencia de los cable o tendones, este no debe invadir (con cables) la zona palmar para flexionar los dedos.

⁴Dada la necesidad número tres, debía existir una estructura que corrigiese la postura de los dedos. Como de todos modos esta función se debía implementar, ¿por qué no implementarla junto con un movimiento? (también necesario para los dedos).

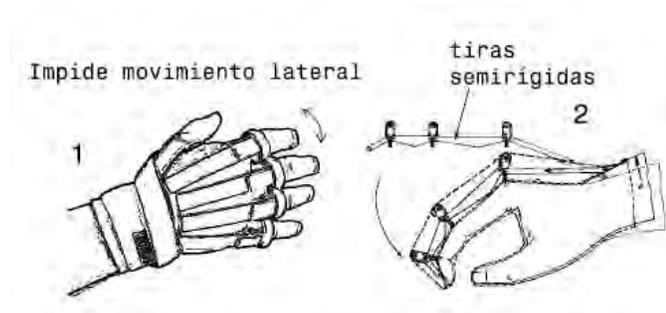


Figura 3.4: Conceptos para corregir la postura

3.4.2. Corrección postural

Dicha función se lista en el grupo de necesidad *promueve una rehabilitación*. Rehabilitación según el DRAE es el término para describir la acción de *habilitar de nuevo o restituir a alguien o algo a su antiguo estado*. La acción de elevar ligeramente los dedos y de disponer la palma de la mano naturalmente contribuye a lo anterior, de hecho es ortopédica (es una función propia). Ver figura 3.4.

1. Un **guante** con elementos correctores
2. **Estructura mecánica semirígida**

Esta función está altamente relacionada con los conceptos 3.5.8 (embrace a la mano), por lo que la solución elegida debió resolver al mismo tiempo las funciones de *corrección de postura* y *embrace a la mano*.

3.4.3. Amplificación mecánica

Es una función propia y en esta se refleja el requerimiento de elevar la *ventaja mecánica* (figura 3.5, sección 2.3). Los conceptos identificados son los que se listan y de ellos fue posible integrar su solución con la función de *flexoextensión del dedo*, de tal modo que se consiguió un dispositivo que combinó los conceptos dos, tres y cuatro.

1. Juegos de **engranes**
2. Usando **palancas**

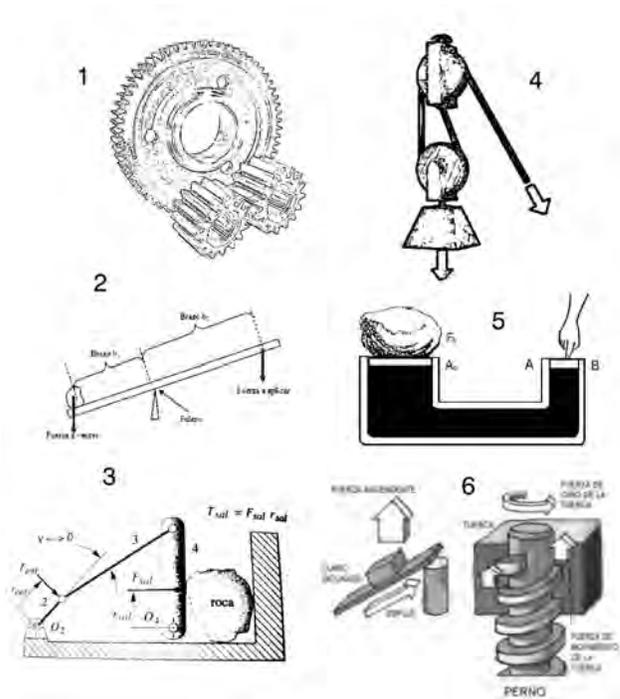


Figura 3.5: Conceptos para amplificar la fuerza

3. Aprovechar el **ángulo de transmisión** en un mecanismo eslabonado
4. Juegos de **poleas** compuestas o polipastos
5. **Pistones** hidráulicos
6. Un sistema de **tornillo con tuerca** que convierta un par motor en una fuerza axial (se usa el principio del plano inclinado)

3.4.4. Regulación

Está relacionada con la necesidad *de asir varios objetos*. Las soluciones contempladas fueron dos (figura 3.6):

1. Ajustando las dimensiones de las variables que *amplifican la fuerza* (subsección anterior)
2. Ajuste previo de la tensión en un **elemento elástico**

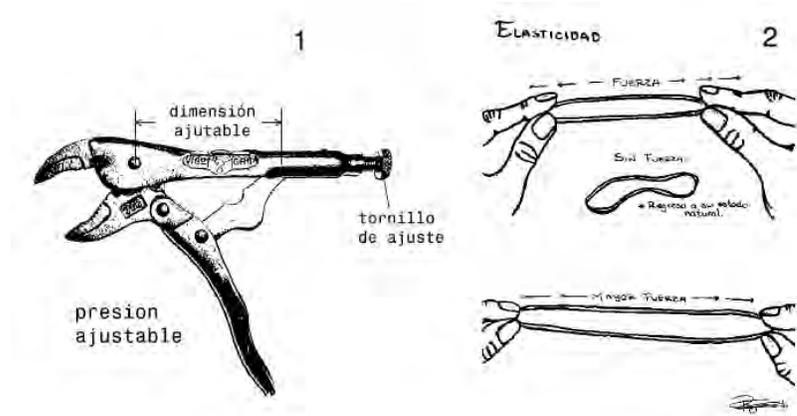


Figura 3.6: Conceptos para la regulación de fuerza

3.4.5. Bloqueo

Esta función se infiere, ya que la posición de pinza debe mantenerse sin que ésta pierda su configuración al *asir los objetos*, de lo contrario éstos caerían (figura 3.7).

Más adelante se verá que los conceptos dos y cuatro (mecanismo autobloqueante y acumuladores de energía, respectivamente) fueron dos soluciones igualmente importantes. De ellas se observa que mientras el mecanismo de autobloqueo sugiere la posición inicial como *abierta*, los acumuladores de energía deben hacerlo con la posición inicial como *cerrada*. Tal discrepancia motivó la dualidad del diseño que se explica en el capítulo cuatro, el cual en realidad usa el mismo principio mecánico (corredera circular), sin embargo cada configuración es actuada a la inversa, una o de la otra. A dichas configuraciones se les llamó normalmente cerrada NC (subsistemas TC y MC) y normalmente abierta NA (subsistemas TG y MG).

1. Un **trinquete mecánico**
2. **Mecanismo autobloqueante**, que aprovecha el ángulo de transmisión de un mecanismo eslabonado
3. Un **tornillo** mantiene la posición del cuerpo roscado, cualquier fuerza sobre dicho cuerpo y en dirección longitudinal al eje del tornillo no tiene acción alguna sobre su posición; solo un par motor aplicado entre el tornillo y el cuerpo roscado puede cambiarla

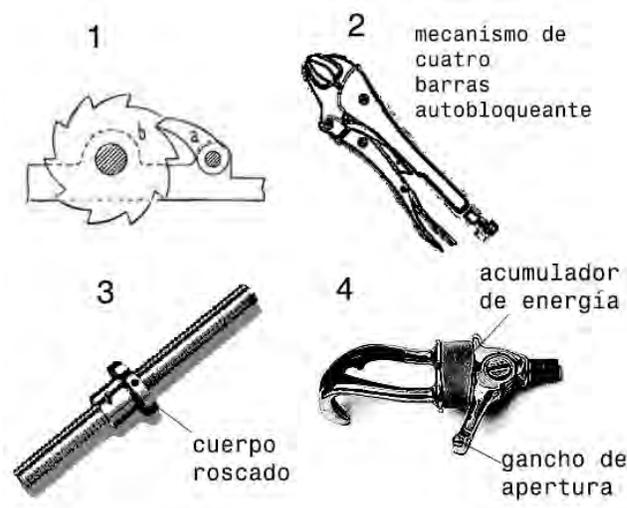


Figura 3.7: Conceptos para mantener la fuerza

4. **Acumuladores de energía**, i.e. bandas elásticas que mantengan una posición en pinza; fuerzas externas deben intervenir para deformarlas, dichos elásticos responden debido a su capacidad para almacenar energía. La energía debe ser *restituida* para abrir nuevamente la pinza

3.4.6. Generación o recepción de energía.

Dígase de cualquier componente que reciba o genere la energía necesaria para la actuación del sistema (es una función inferida). En la figura 3.8 se exponen los conceptos que se consideraron; de ellos se eligió el segundo ya que así se evita complicar las tareas del usuario en cuanto al uso y mantenimiento de componentes electrónicos y a la vez se prescinde de baterías; sin embargo no se eliminó la posibilidad de que en algún futuro, dicho dispositivo se mejore con el apoyo de elementos electromecánicos que automaticen la apertura y cierre de la pinza.

1. **Moto-reductores**; son motores con caja de reducción, ideales para mover cosas pesadas a una velocidad baja y con un consumo muy pequeño de energía. Se debe prever el uso de baterías
2. Usar el **propio cuerpo**, adaptando **cables y arneses**, del mismo modo que se hace con las prótesis de gancho. Al flexionar o extender alguna

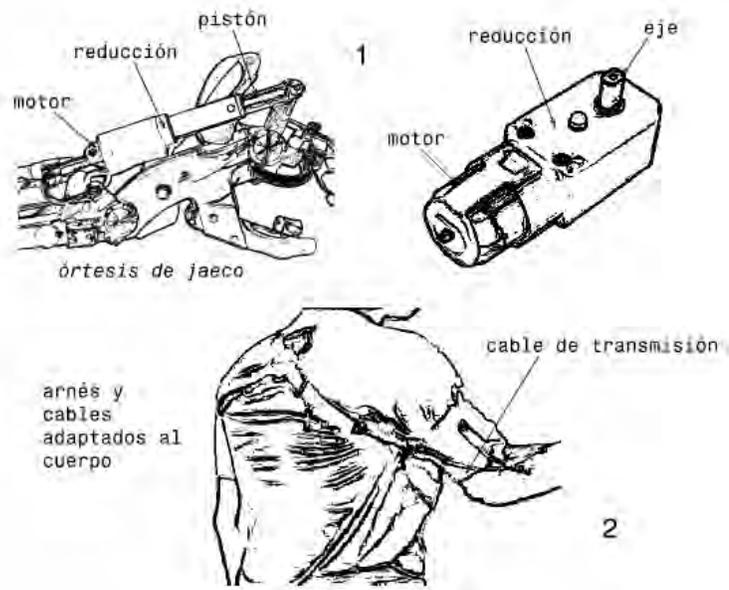


Figura 3.8: Conceptos para generación de energía

otra parte del cuerpo, un cable es halado. Dicho cable es el elemento de transmisión de energía al resto del dispositivo

3.4.7. Transmisión

Es una función inferida y está directamente relacionada con el generador de energía ya que algo debía encargarse de transferir ésta al resto de los elementos funcionales, que necesiten de ella y generalmente esto se hace de la misma forma en que es generada. Ver figura 3.9.

1. **Cables** que corren dentro de **guías** del mismo modo que los sistemas de freno de una bicicleta
2. **Cintas o correas**, haladas por el elemento generador de energía y que se pueden enrollar sobre si mismas
3. **Tornillo con tuerca**. Concepto de solución tres de la subsección 3.4.5 (este concepto sólo es aplicable si se usa un motor como generador de energía).

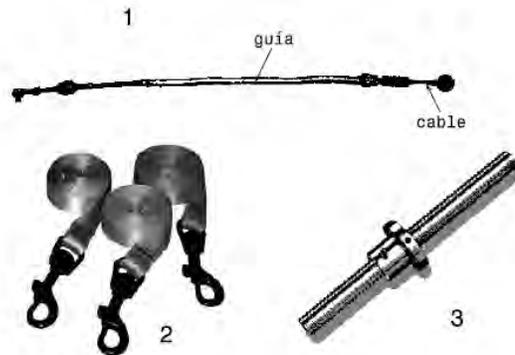


Figura 3.9: Conceptos para transmisión de energía

Como elemento de transmisión se decidió usar cables (primer concepto); de la misma manera que lo resuelven las prótesis mecánicas comerciales; por tanto, la refacciones se volverían más asequibles.

3.4.8. Embrace a la mano

Es una función inferida ya que el dispositivo debe tener algún tipo de interacción con la mano por mínima que ésta sea. Ver figura 3.11. De éstos se eligió el concepto número dos (guante); a la vez se sugirió combinarlo con el tercer concepto (férula) de tal manera que fuese posible disponer de una base firme para montar el mecanismo; y la vez se cumple con la función de *corrección de postura*, para la cual un guante también es el concepto de solución (concepto 3.5.2-2).

1. Usando **cintas** que envuelvan la mano, los dedos y la base del dispositivo
2. Un **guante** hecho a la medida que cubra la mano y que esté previamente adaptado al dispositivo
3. Una **férula** que sirva como base al dispositivo
4. Se sugiere la unión **mecánica directa al hueso** del portador, como se indica la referencia [52]. Ésto implica una intervención quirúrgica, por lo que es una opción que está fuera de alcance (requiere de un trabajo multidisciplinario), sin embargo se considera relevante presentarla



Figura 3.10: Conceptos para acoplar a la mano

3.4.9. Sujeción al/los dedo(s)

Es una función inferida ya que, independientemente de que no fue expresada como una necesidad, es ineludible asir el mecanismo a los dedos. Ver figura 3.11. Se eligió implementar el cuarto concepto ya que éste permite ajustar fácilmente la presión sobre las falanges sin necesidad de complicar demasiado el proceso de fabricación.

1. Un dedal de goma
2. Atrapa-dedos
3. Anillos, hacer presión por los costados del dedo
4. Cintas o correas
5. Férula para dedo

3.4.10. Contención o retención

La presión es el resultado de movilizar varios cuerpos para que estos se configuren tal que un objeto dado sea encerrado entre ellos (al mismo tiempo

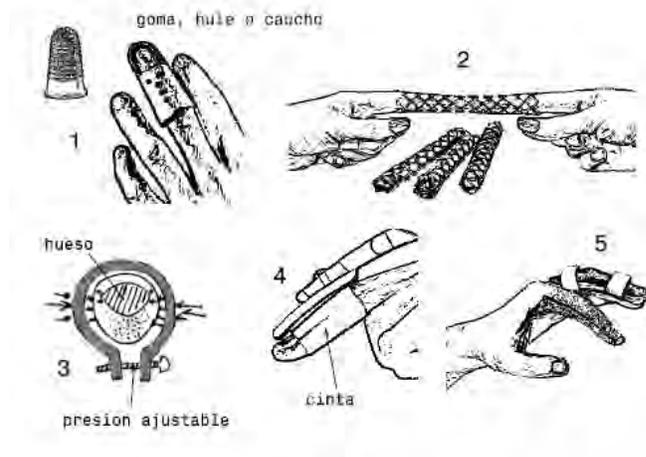


Figura 3.11: Conceptos para acoplar a los dedos

que se mantiene en una posición fija). Lo anterior significa que debe existir algún elemento que se contraponga al libre movimiento del objeto que está siendo sujetado. En la mano humana, la oposición del pulgar se encarga de lo anterior. Ver figura 3.12. Los conceptos de solución que se identificaron son:

1. Una prótesis fija que hiciese las veces del pulgar
2. Usar el propio pulgar a través de:
 - a) Una férula de material rígido
 - b) Fajas, bandas o cintas que inmovilicen el dedo

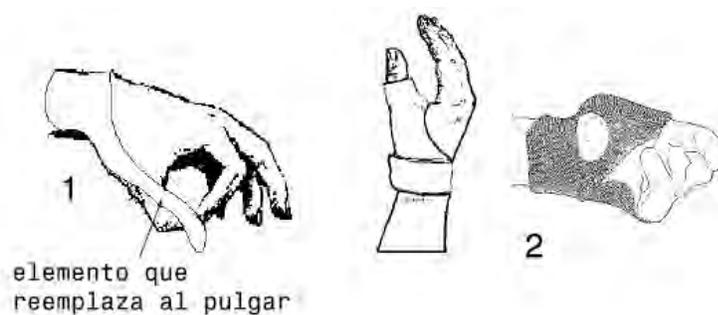


Figura 3.12: Conceptos para retener objeto

- c) Una barra o eje que fija en oposición

De ellos se eligió usar el concepto número dos, ya que va acorde con la necesidad de *usar la propia mano*.

3.5. Arquitectura

En el conjunto de figuras 3.13 se ilustran las cuatro configuraciones que se consideraron para disponer de los componentes de la ortoprótesis. La nomenclatura de las imágenes es la siguiente: (I) Flexoextensión, (II) Corrección de postura, (III) Amplificación mecánica, (IV) Regulación de fuerza, (V) Bloqueo, (VI) Generación o Recepción de energía, (VII) Transmisión, (VIII) Embrace, (IX) Contención.

De ellas se eligió la configuración C, ya que como se ilustra en la figura 3.13c, ésta concentra mayor cantidad de funciones en el componente distal que cubre la mano, y deja al antebrazo y al codo sólo las funciones de transmisión y recepción, respectivamente. De esta manera el objeto de diseño se centra en el componente que resuelve la *flexoextensión de los dedos*, cuyo concepto de solución (el que se eligió) es el mecanismo eslabonado.

Por otro lado, se puede observar que el elemento de *regulación de fuerza* se localiza en el pulgar, así que el concepto de solución que mejor relacionó esta función con la *de contención o retención*, fue la opción elegida; ésta resulta ser el concepto de fajas o bandas (3.5.10-2b) ya que además de que forma parte de las soluciones de regulación de fuerza (3.5.4-2), también permite la posibilidad de usar elementos elásticos deformables.

Ahora bien, para la resolución física de la función *flexoextensión del dedo* (figura 3.2b) se construyeron tres prototipos. Los principios mecánicos difieren en gran medida uno del otro, sin embargo cada uno constituyó una iteración sobre el mismo concepto de solución, eslabones. La intención fue generar alternativas a la vez que se obtenía un componente cada vez más funcional⁵⁶

⁵Al final se consiguió integrar las funciones *amplificar fuerza, regular fuerza, mantener fuerza, corregir postura, mover dedos y ajuste a los dedos* en un solo componente

⁶Para la tercera iteración, se usó parte del método ISQ (siglas en inglés de Innovative Situation Questionary).

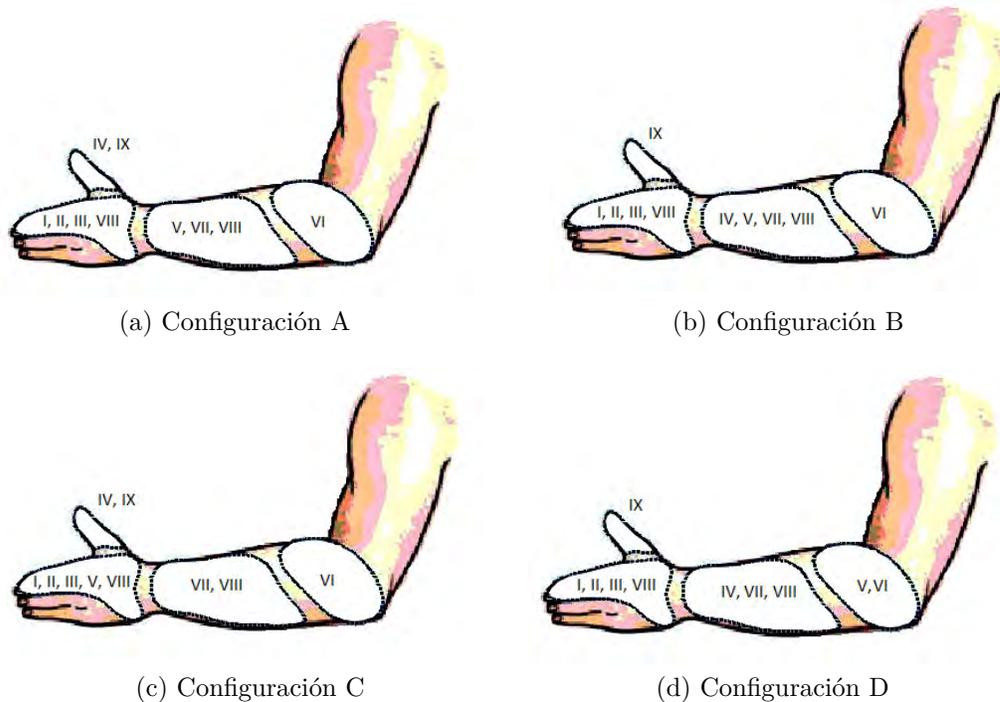


Figura 3.13: Configuraciones de la ortoprótesis

Primera iteración

Esta primera propuesta resolvía sólo la flexoextensión del dedo; su configuración se muestra en la figura 3.14. Es posible explicar su funcionamiento como la combinación de dos mecanismos de cuatro barras, un *corredera-biela-manivela* y un *manivela-balancín*. Para transmitir el movimiento, y además mantener un solo grado de libertad, el mecanismo de la segunda sección comparte su tierra y manivela con el de la primera sección. El resultado es una de las infinitas configuraciones de un mecanismo conocido como *cadena cinemática de Watt*.

1. Ventajas

- a) A diferencia de un sistema de cables o tendones (concepto 3.4.1-1), este mecanismo no invade la palma de la mano. De hecho, funciona desde el dorso.

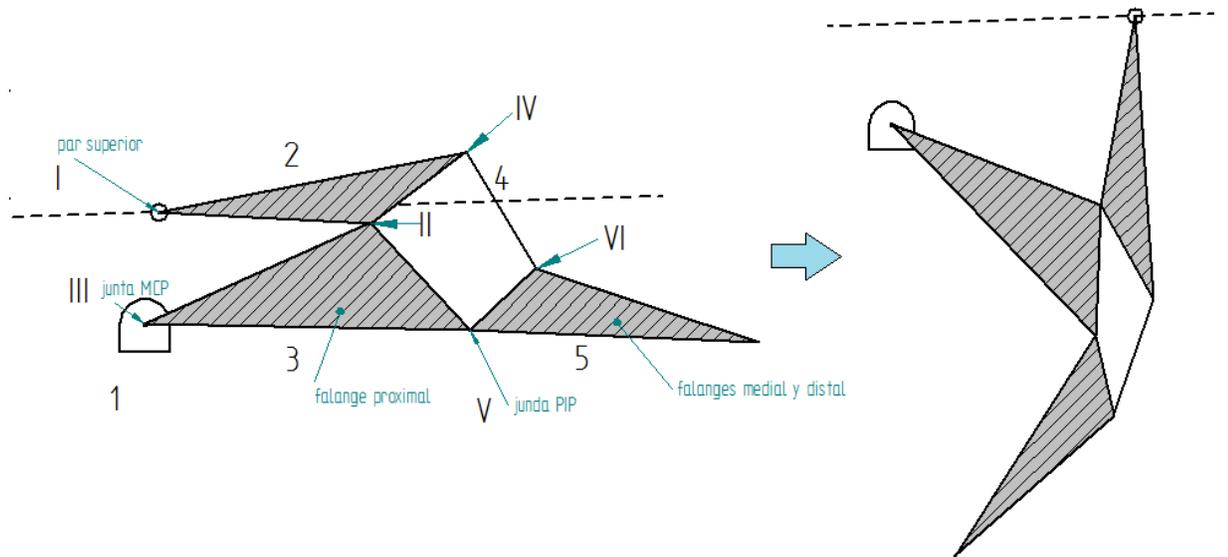


Figura 3.14: Mecanismo, primera iteración. En extensión (izquierda) y flexión (derecha)

- b) El mecanismo (concepto 3.4.1-2) también proporcionó una estructura que pudo ser usada para alinear los dedos (*corregir postura*, concepto 3.4.2-2), dicha estructura también se encargó de movilizar los dedos, por lo que se integraron dos funciones en un mismo componente.
- c) Entrada de movimiento lineal.

2. Desventajas.

- a) La primera impresión fue el exceso de elementos para lograr la flexoextensión de un solo dedo (juntas MCP y PIP); había demasiadas piezas por dedo, i.e. se veía *aparatoso*.
- b) Era tardado ponerse el dispositivo (de siete a ocho minutos).
- c) No era fácil darle mantenimiento; además se necesitaron demasiadas herramientas para su instalación (i.e. desarmadores, ganchos especiales y pinzas).

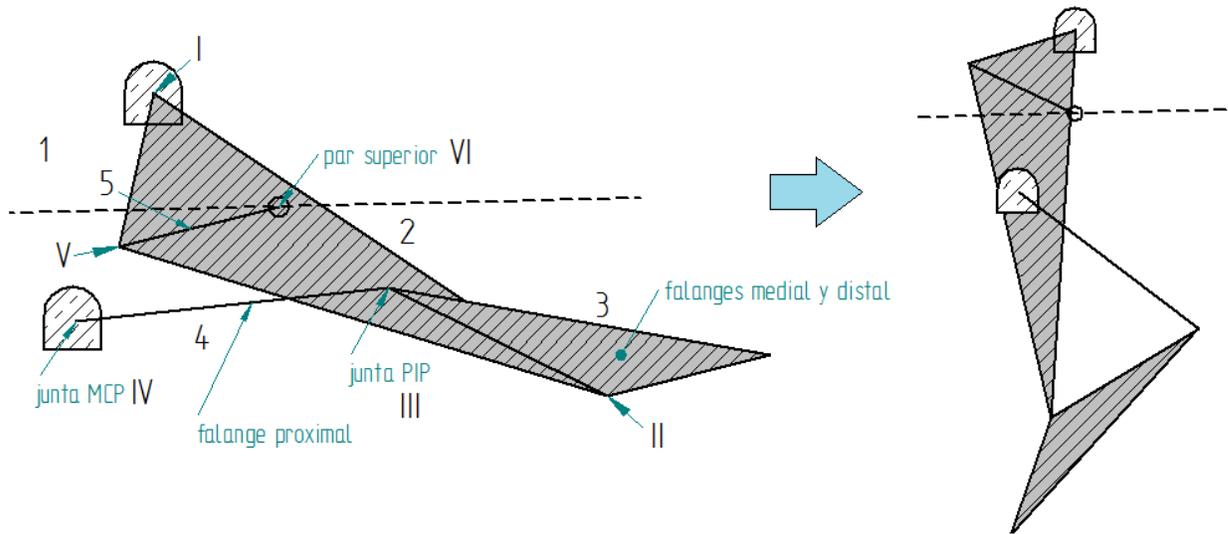


Figura 3.15: Mecanismo del segundo prototipo. Extendido (izquierda), flexionado (derecha)

Segunda iteración

Después de la primera prueba se observó que el espacio entre dedos, cerca de las comisuras, es muy reducido (ver capítulo cinco). Por tal razón la segunda iteración se inspiró en la prótesis X-finger® [23] (fig. 3.16) para evitar dicho problema ya que la configuración resultante evita unir cuerpo alguno a la falange proximal, liberando al diseño de la necesidad de embrazar esta

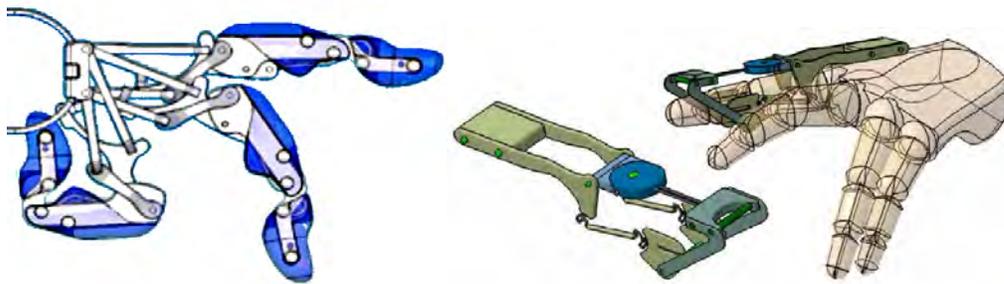


Figura 3.16: Mecanismo prótesis X-finger® (izquierda, [23, 53]) y extrapolación a la ortoprótesis (derecha)

parte del dedo.

Al igual que la primera iteración, el mecanismo es de seis barras; la primera sección, compuesta por los cuerpos 1, 2 y 5 (figura 3.15, los cuerpos se numeran con arábigos y las juntas con romanos), se encarga de amplificar la fuerza de prensión (usando el principio $R3$, explicado en la sección 2.3, i.e. ángulo de transmisión), mientras que la segunda sección, compuesta por los cuerpos 1, 2, 3 y 4, se encarga de flexionar el dedo (las juntas MCP y PIP).

Como se podrá observar, eventualmente el cuerpo 4 cruza al 2, formando una X , de aquí el nombre que se le dio.

1. Ventajas

- a) Se conservaron las ventajas del prototipo anterior
- b) El mecanismo es más estable ya que se repite en paralelo (fig. 3.16)⁷
- c) No es necesario embrazar la falange proximal

2. Desventajas.

- a) Sigue siendo aparatoso, por lo que es difícil vestirse con dicho mecanismo (siete a ocho minutos en su instalación).
- b) Aún ocupa espacio lateral al dedo.
- c) El diseño necesitó una junta pernada en la zona anterior y distal de la falange medial, i.e. debajo del último pliegue digital⁸ (ver figura 3.17). Lo cual obstruye el contacto directo con el objeto que está siendo agarrado.
- d) Tras los análisis de fuerza y las pruebas realizadas (presentados en el capítulo cuarto para el tercer prototipo), se observó que la ventaja mecánica m_A era menor a uno, por lo que se debía implementar un componente que amplificase dicha variable (ver sección 3.5).

⁷También se observó que el dispositivo es más funcional si se unen las líneas digitales 2 y 3 (índice y medio), de tal manera que flexionen como un mismo conjunto mecánico. Por esta razón se tomó la decisión de hacer lo mismo con el tercer prototipo.

⁸Un inconveniente siempre presente, es la falta de espacio para sujetar los dedos. Dicho de otro modo, el espacio sobre el que se puede diseñar es *reducido*; ésto se debe a que los ensambles mecánicos se hacen fuera del sistema (la mano) y no desde dentro, como lo sería con una prótesis.

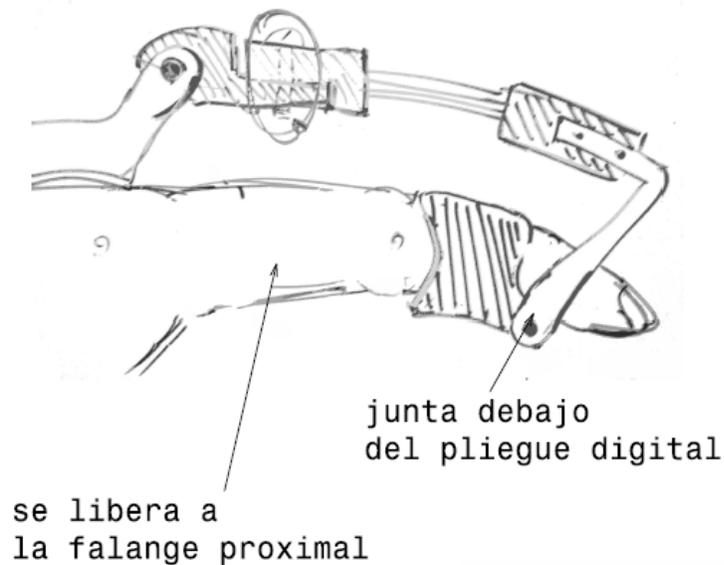


Figura 3.17: Bosquejo del segundo prototipo montado sobre el dedo

Tercera iteración

La tercera iteración se enfocó en mejorar la ventaja mecánica m_A , lo que se consiguió con el uso de una corredera circular (dicho elemento mecánico se analiza en el capítulo cuarto). Con esta configuración es posible flexionar las juntas MCP y PIP, a la vez que se ocupa menos espacio, tanto a lo ancho como a lo alto. En comparación, la segunda propuesta puede flexionar y extender los dedos, sin embargo no es capaz de amplificar la fuerza (resuelve menos funciones).

Cabe aclarar que tras las pruebas del segundo prototipo se decidió *unir* el dedo índice y medio a un mismo componente, de tal manera que estos flexionasen como un si fuesen un sólo dedo. De lo anterior se observó que hay mayor estabilidad.

Esta arquitectura surge de aplicar el cuestionamiento ISQ a la desventaja c del segundo prototipo. Al comparar la figura 3.18 con la 3.15 se distingue claramente la intención de este tercer rediseño, sin embargo, tal configuración no fue la definitiva; tras buscar posibilidades en una de las inversiones del mecanismo, se obtuvo la configuración final, la cual se muestra en la figura 3.19.

Otra manera de llegar a dicha conclusión se explica a partir de un meca-

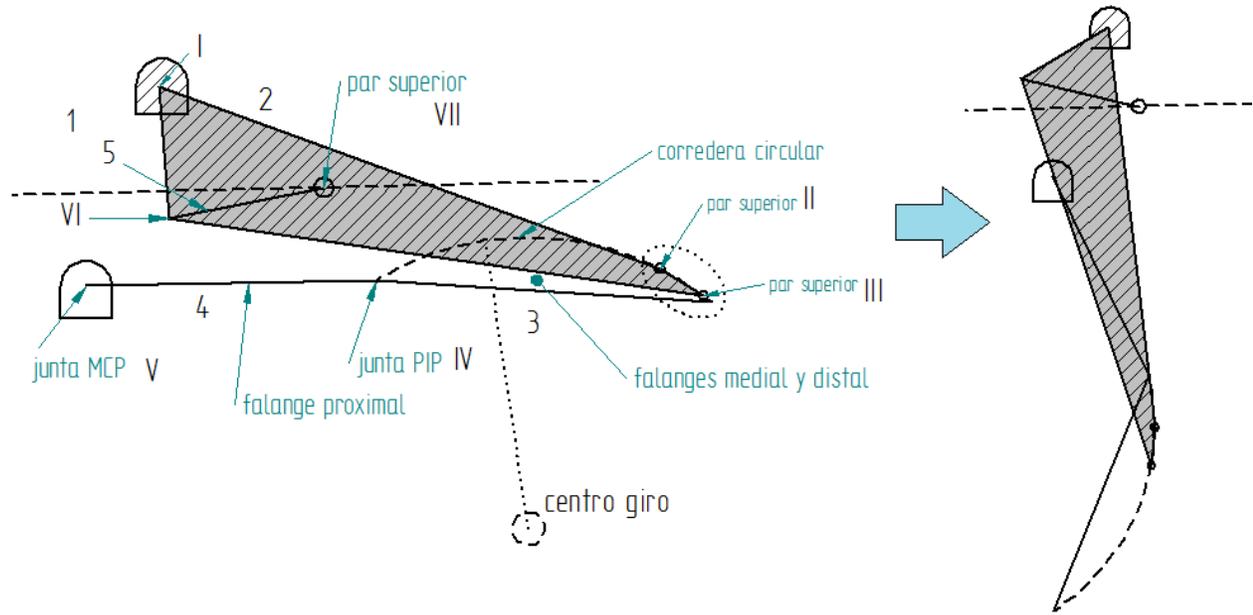


Figura 3.18: Solución por corredera circular de la segunda propuesta

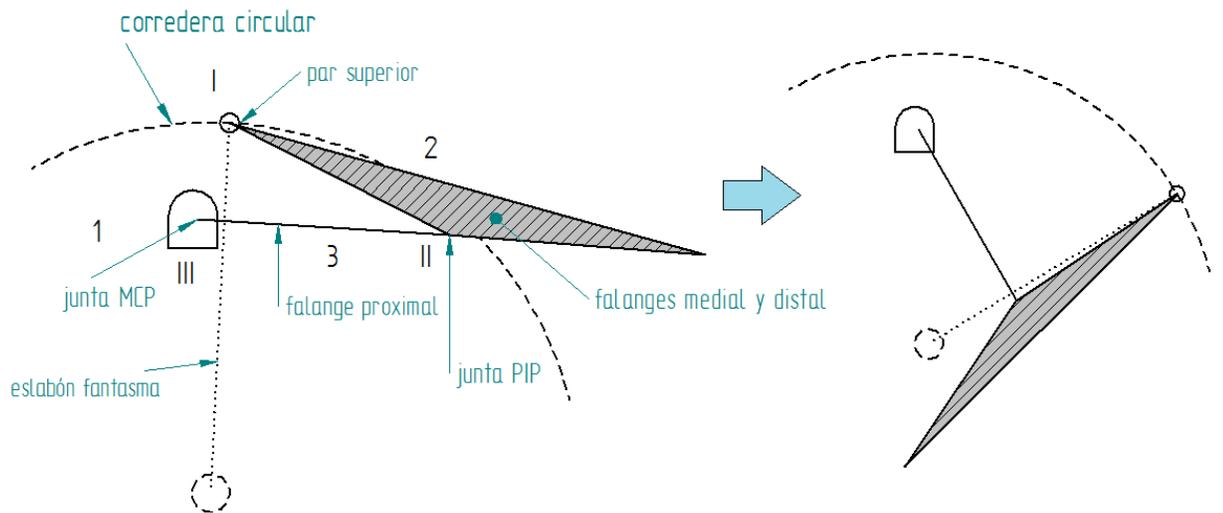


Figura 3.19: Principio de funcionamiento de la tercer propuesta

nismo biela-manivela-corredera, donde la corredera debe curvarse para poder cubrir todos los rangos de flexión de las juntas MCP y PIP.

Por otro lado, en la figura 3.19 se puede observar que el mecanismo tiende a alinear el cuerpo 2 con el *eslabón* marcado como *fantasma*. Lo anterior significa que entre más próximo a la posición de pinza se encuentre, éste tiende a auto-bloquearse y como ya se ha visto (sección 2.3), la ventaja mecánica aumenta; lo que es deseable (principio *R3*, sección 1.3).

De esta última iteración se decidió implementar dos configuraciones dependiendo del sistema de bloqueo elegido. La primera consta de un cable que al ser halado *abre* dicho sistema mecánico para posteriormente dejar a una liga la función del *cierre* (configuración NC, concepto 4); en la segunda un cable hala un mecanismo de auto-bloqueo para *cerrar* el sistema al que posteriormente una liga *abre* si el mecanismo es desbloqueado (configuración NA, concepto 2). En el capítulo cuarto se desarrollan la síntesis y análisis para estas dos modalidades.

1. Ventajas

- a) Se conservaban las ventajas del prototipo anterior
- b) Se disminuye el número de piezas.
- c) Se aumenta la ventaja mecánica.
- d) No existe invasión en la zona anterior o palmar.
- e) El mecanismo es más sencillo (cuatro barras), por lo tanto hay menos puntos de falla (Norton)
- f) No ocupa espacio lateral al dedo.
- g) Integra las funciones de *flexoextensión*, *amplificación*, *bloqueo* y *corrección de postura*.

2. Desventajas (problemas anticipados).

- a) No flexiona la junta DIP.

Como explicación a las tres iteraciones ya mencionadas, el diseño, se enfocó en conseguir un mecanismo que ocupase el mínimo espacio posible en cuanto a altura (máximo tres centímetros), ancho y largo; que generase la trayectoria deseada en la punta del dedo (espiral); que su construcción comprometiese

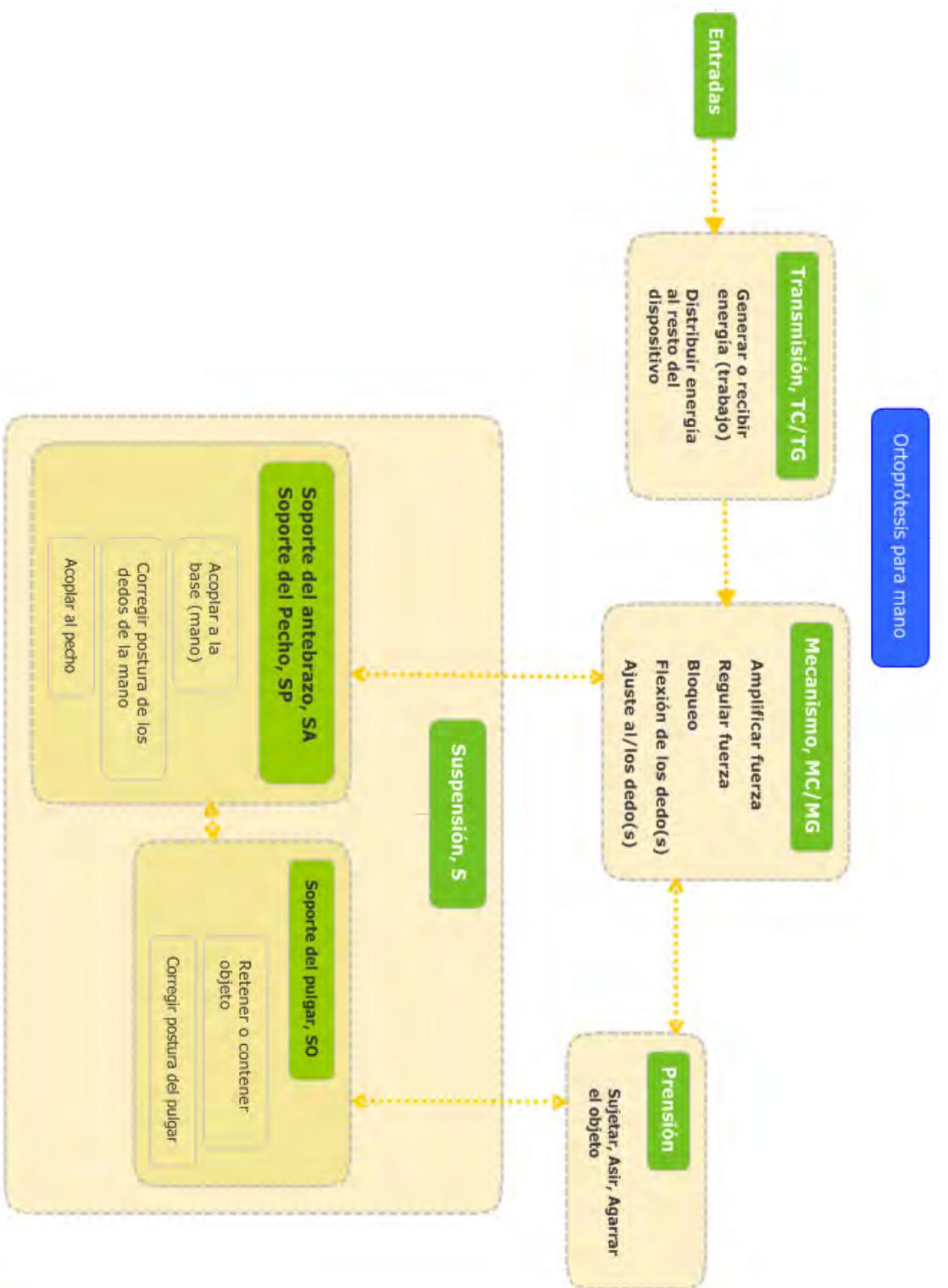


Figura 3.20: Reorganización del diagrama funcional

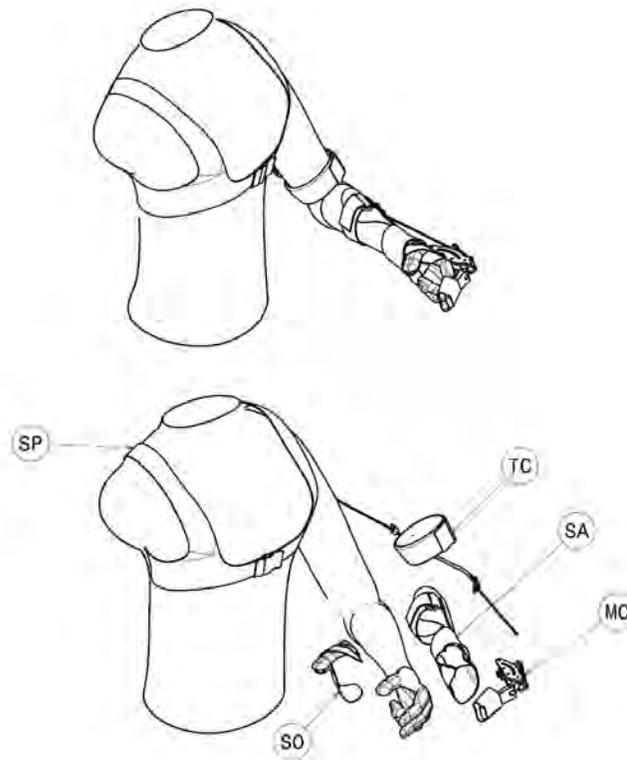
Especificaciones objetivo	Unidades
Razón (volumen mano + volumen dispositivo)/(volumen mano)	%
Ventaja mecánica	%
Número de piezas	n
Largo del mecanismo para dedo (índice)	cm
Ancho del mecanismo para dedo (índice)	cm
Altura del mecanismo (Distancia máxima sobre la mano)	cm
Peso del mecanismo por dedo (índice)	g/dedo
Segmentos embrazados	n
Peso de cuerpo sujetado	g
Coefficientes de fricción de los sujetadores del dedo	μ
Par motor o fuerza de entrada	N o Nm
Grados de libertad	n
Número de articulaciones movilizadas	n
Ángulo de flexión de la junta MCP	rad
Ángulo de flexión de la junta PIP	rad
Número de herramientas para mantenimiento	n
Tiempo de instalación	seg
Costos de fabricación	\$
Costos de los materiales	\$

Cuadro 3.3: Propuesta de las especificaciones objetivo

un mínimo de piezas y que sujetase el dedo por las falanges medial y distal a la vez que se mejora la ventaja mecánica. Así pues, tras la prueba y observación de estos tres prototipos, se identificaron las principales variables de diseño necesarias para evaluar el desempeño de un dispositivo con tales características. Estas son una propuesta de las especificaciones finales y se listan en la tabla 3.3.

Por otro lado, también tuvo lugar una reorganización de los bloques funcionales presentados en la figura 3.2b. Ahora se presenta el mismo diagrama con las simplificaciones funcionales que se lograron (figura 3.20). Seguido, en la figura 3.21, se muestra el esquema donde se puede observar el acomodo que se eligió tuvieran los diferentes componentes del dispositivo. De esta manera, el diseño del dispositivo completo se valió de cinco subsistemas: El mecanismo del dedo MG/MC (ver figura 3.21 y 3.22) , la suspensión o soporte del antebrazo SA , la suspensión o soporte del pulgar opuesto SO, la suspensión

o soporte al pecho SP y el sistema de transmisión TG/TC (ver figura 3.21 y 3.22). Caber recordar que SA, SO, SP y TG/TC son los sistemas auxiliares. El concepto elegido fue el mecanismo eslabonado del tercer prototipo; para actuarlo se decidió usar el propio cuerpo del usuario mediante la adaptación de un sistema de cables y arneses. Para la regulación y contención, se decidió usar el pulgar mediante una combinación de los conceptos 3.4.10.2-a y 3.4.10.2-b, *ferula y fajas o bandas* respectivamente.



PARTE	SUBENSAMBLE
MC	Mecanismo normalmente Cerrado
SA	Suspensión del Antebrazo
SO	Suspensión del pulgar Opuesto
SP	Suspensión del Pecho
TC	Transmisión para mecanismo normalmente Cerrado

Figura 3.21: Ilustración de los componentes del dispositivo completo

Capítulo 4

Diseño a detalle

En este capítulo se explica el proceso de diseño que se siguió para detallar la ortoprótesis, especialmente el mecanismo de flexoextensión de los dedos. Éste se ilustra a grandes rasgos en la figura 4.1, sin embargo se debe recordar que en ocasiones fue necesario repetir alguna etapa con el fin de ajustar detalles que solo fueron evidentes en la fabricación de los prototipos o los



Figura 4.1: Proceso de diseño para la ortoprótesis



(a) Vista sagital interior, disposición del pulgar.



(b) Vista anterio-palmar



(c) Vista posterior dorsal

Figura 4.2: Imágenes del antebrazo y mano del usuario

análisis de elemento finito, se explican así las partes de un diseño altamente no lineal.

4.1. Descripción del caso clínico

Como ya se ha mencionado la ortoprótesis debe dar movilidad a la mano izquierda de una mujer de edad adulta intermedia, quien sufre una parálisis braquial debida a complicaciones de nacimiento, i.e. parálisis de Erb-Duchenne. Por tanto es prudente conocer las principales características su cuadro clínico; éstas son:

- Parálisis completa del antebrazo y la mano (figs. 4.2); lesión en plexo braquial que se extiende desde de la anastomosis C5 hasta la T1.
- Ausencia de sensibilidad en la mano y el antebrazo (daño en las raíces del nervio cutáneo medial del antebrazo y el nervio musculo cutáneo).

- Irrigación sanguínea deficiente (inervación simpática deficiente).
- Consecuente atrofia muscular en el antebrazo y la mano.
- Debilidad muscular en hombro y brazo.
- Deformación ósea en metacarpos y falanges por causa postural y de desuso (fig. 4.2c).
- Posibilidad de flexión del codo, no obstante la función de extensión es inexistente.
- Debilidad en la flexión y extensión del hombro.
- Posibilidad de abducción del hombro, sin embargo ésta es muy reducida.
- Baja densidad ósea en la muñeca (complejo carpiano), metacarpos y falanges de la mano (fig 4.3).
- Acumulación de líquido en los dedos.
- Existe una varilla metálica que corre desde la zona medial del antebrazo, sobre el la diáfisis del radio, cruza el complejo carpiano y termina cerca de la epífisis distal del segundo metacarpiano (figs. 4.4a y 4.4b).

4.2. Adquisición de datos

4.2.1. Antropometría de la mano

Como entrada a la síntesis dimensional, se necesitaron algunas medidas antropométricas de los dedos y el dorso de la mano del cliente; éstas se muestran en la figura 4.5. La dimensión marcada como A es la distancia entre la segunda articulación MCP y la prominencia de la cabeza cubital, ésta sirvió para dimensionar el largo del mecanismo. También se tomó registro de los dedos índice y medio, y dado que se optó flexionarlos con un mismo componente articulado, se obtuvo un promedio; este valor fue el que se usó para dimensionar el mecanismo del tercer prototipo (capítulo tres, sección 3.5). Igualmente D_1 y D_2 sirvieron para modelar en la síntesis GCP la zona que ocupan las articulaciones MCP y PIP respectivamente.

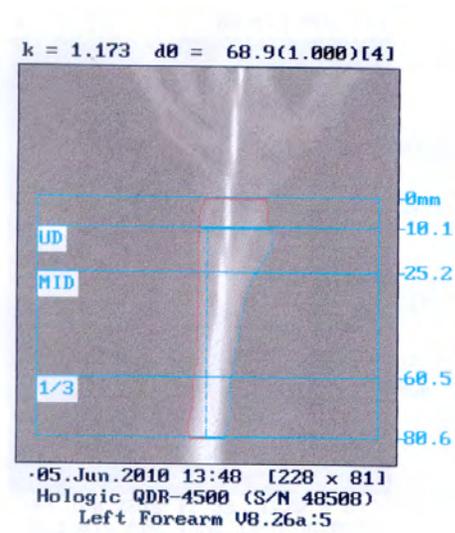
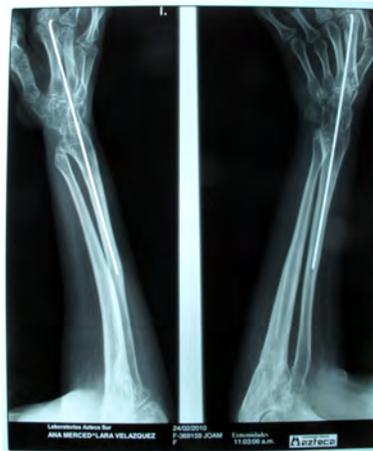


Figura 4.3: Densitometría osea de la muñeca



(a) Radiografía del antebrazo y mano



(b) Radiografía del brazo y antebrazo.

Figura 4.4: Radiografías del paciente, i.e. futuro usuario

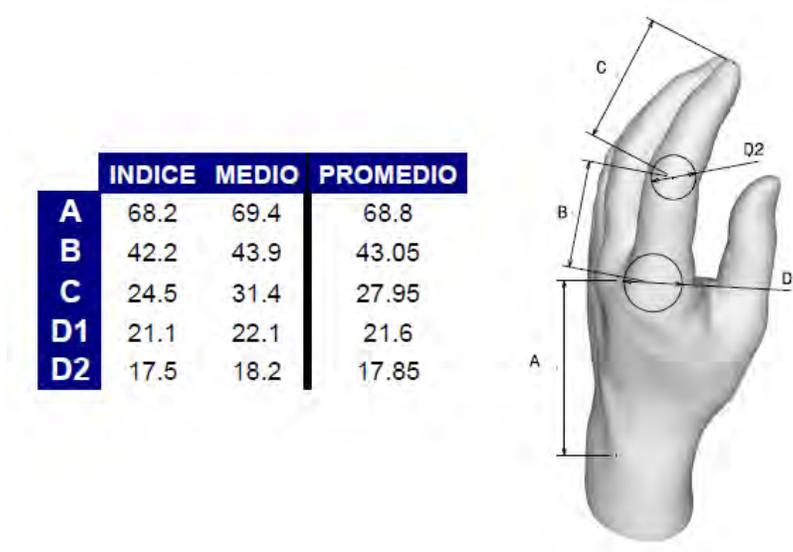


Figura 4.5: Medidas antropométricas que se usaron (unidades en mm).

4.2.2. Excursión¹ y Fuerza

Dado que se pretendía actuar la ortoprótesis manualmente, se planteó el uso de un sistema de cables y arneses (concepto de solución 3.4.6-2), semejante al que emplean las prótesis de gancho; éste es controlado por la combinación de los movimientos de flexión y abducción del hombro (articulación gleno-humeral del lado afectado), así como de la abducción escapular (las dos). Su funcionamiento consiste en un cable que corre desde la espalda (la zona escapular) y pasa por detrás y debajo del brazo hasta introducirse en unos conductos que se fijan cerca del codo [54] (fig. 4.6). Con dicho sistema, se estima que un hombre adulto tiene la capacidad de ejercer una fuerza de entre 40 y 60 lbf con una excursión del cable de 4 a 6 in (en SI: 177.6 a 266.4 N y 10.16 a 15.24 cm, respectivamente). No se necesita hacer cálculos para saber que estos valores exceden en grande las necesidades del mecanismo en cuestión, sin embargo, tales datos se originan de casos de amputación (trans-humeral o amputación trans-radial), es decir, no es posible asegurar su contundencia en casos de parálisis braquial, la razón es que seguramente la

¹Aquí se denota como excursión a la distancia que recorre el cable de transmisión en el sistema de cable-arnes. Es de vital importancia que su valor sea suficiente como para actuar el mecanismo (es un parámetro de diseño).

flexoextensión del hombro, así como la abducción escapular se ven afectadas debido al tipo de lesión (parálisis de Erb, Klumpke o Remack). Por tanto, hizo falta comprobar lo que sucedía con la fuerza, F , y la excursión, Δc , del futuro portador de la ortoprótesis.

Antes de medir Δc , se procedió a encontrar un criterio que maximizara esta variable a través del movimiento de flexión y para deducirlo se modeló el citado sistema como un conjunto de vectores que conforman un triángulo (ver fig. 4.7). Db es la distancia vertical desde la articulación del hombro ($P2$) al punto donde se sujeta el cable a la espalda ($P1$); Da es la distancia sobre el brazo que fija el otro extremo del cable; los puntos $P1$, $P2$ y $P3$ representan los vértices de dicho triángulo. Se buscó, de esta manera, la sensibilidad de la magnitud del lado c del triángulo, i.e. el cable (fig. 4.7), con respecto a la variación de la longitud del lado b al flexionar el brazo, i.e. variación de γ . De acuerdo a la regla de cosenos, la ecuación que relaciona a c con b y γ es la siguiente:

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos(\gamma)}$$

y al derivarla con respecto a γ se obtuvo lo que se pretendía:

$$\frac{dc}{d\gamma} = \frac{ab \cdot \sin(\gamma)}{\sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cdot \cos(\gamma)}}$$

De esta manera fue fácil ver que la razón de cambio de c con respecto a γ , sigue dependiendo de b y dado que se deseaba conocer la naturaleza solo de esta relación, a se consideró constante y se igualó a la unidad:

$$\frac{b \cdot \sin(\gamma)}{\sqrt{1^2 + b^2 - 2b \cdot \cos(\gamma)}}$$

Se observaron los siguientes casos:

$b > a$, $b < a$ y $b = a$; éstos se ejemplifican para $b = 0,5$, $b = 1$ y $b = 2$ en las gráficas de la figura 4.8, γ toma valores desde 0° (brazo en reposo) hasta $90^\circ \Rightarrow 1,56 [rad]$ (brazo horizontal, hombro flexionado hacia enfrente). De dichas gráficas se dedujo que c es más sensible a la flexión del hombro si $b \geq a$, i.e Δc es mayor. También se observó que existe un ángulo específico γ de máxima variación dependiendo de que valor tome b : si $b = a$ dicho ángulo es $\gamma = 0^\circ$ (cuadros azules, izq.); si $b = 2a$, $\gamma \simeq 57,3^\circ$ (cruces verdes), si $b = 4a$, $\gamma \simeq 74,4^\circ$ (cuadros sólidos azules) y si $b = 8a$, $\gamma \simeq 80,3^\circ$ (rombos rojos). Por lo anterior se enuncia lo siguiente:

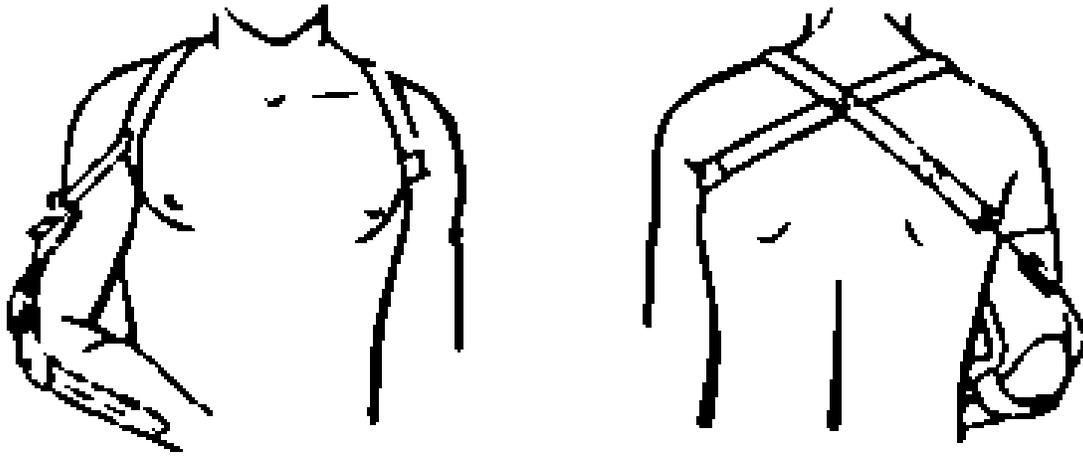


Figura 4.6: Trayectorias del cable y arnés, [55]

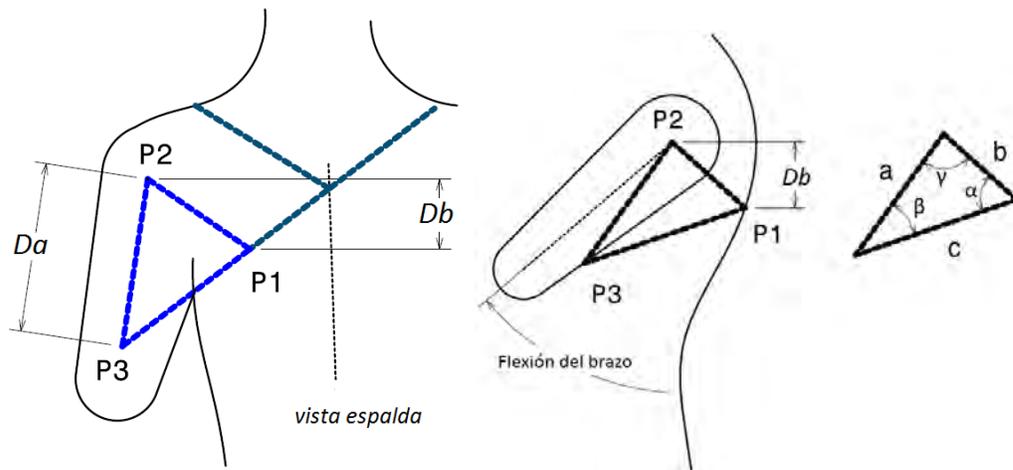


Figura 4.7: Modelo del sistema arnés-cable

Caso	b [cm]	c_i [cm]	c_f [cm]	Δc [cm]
$b < a$	≈ 11	11.1	16.9	5.8
$b = a$	≈ 22	3.7	18.2	14.5
$b > a$	≈ 33	11.3	24.2	12.5

Cuadro 4.1: Excursión del cable Δc

La proporción con que b supere a a se traduce en un ligero sesgo de la gráfica hacia la derecha, lo que físicamente significa que el ángulo de flexión, γ , en el que ocurre la máxima variación de c se puede controlar al manipular la magnitud de b , esto es con Db (fig. 4.7).

Como conclusión: primera, si se aleja distalmente el punto donde el cable entra al conducto del brazo; i.e. si Da , que es igual a a , aumenta, y Db debe, del mismo modo, elevar su valor hasta que b iguale o supere a dicha variable (o debe considerarse disminuir Da), de lo contrario, el sistema de cables no transmitirá el movimiento eficientemente; y segunda, si, por ejemplo, se desea que el sistema *arnes-cable* tenga su máxima variación a los 30° de flexión del hombro, entonces se debe ajustar Db tal que b cumpla con una proporción determinada, en este caso $b = 1,2 \cdot a$.

Así pues, Δc se puede maximizar ajustando la geometría del sistema de arneses y se puede decir que ésta es única para cada persona.

En particular, para el caso que se trató, se consideró que el ángulo de flexión máximo del hombro, bajo el cual el mecanismo de la ortoprótesis ya habrá sido actuado, es 45° . Al trabajar con este valor, las proporciones $\frac{b}{a}$, para las cuales existe máxima variación de Δc , residen entre 1 y 1.3, valores bastante aceptables.

Al medir la excursión del cable en el usuario, $\Delta c_{usuario}$, simplemente se restó la dimensión que toma c con el hombro en reposo (en aducción con el brazo en dirección vertical), de la misma con el hombro en flexión a $\approx 45^\circ$ (fig. 4.7). De esta manera, se registraron tres casos: $b > a$, $b \simeq a$ y $b < a$; Da , o sea a , se mantuvo constante con un valor de 22 [cm]. Los resultados se resumen en la tabla 4.1.

En lo que respecta a $F_{usuario}$ no se dedujo criterio alguno, simplemente se procedió a medirla. Se instaló un prototipo del sistema de *cable-arnés* sobre el brazo de un voluntario con parálisis braquial (el cliente), a su vez, se acopló un dinamómetro a su antebrazo de tal forma que el cable halara

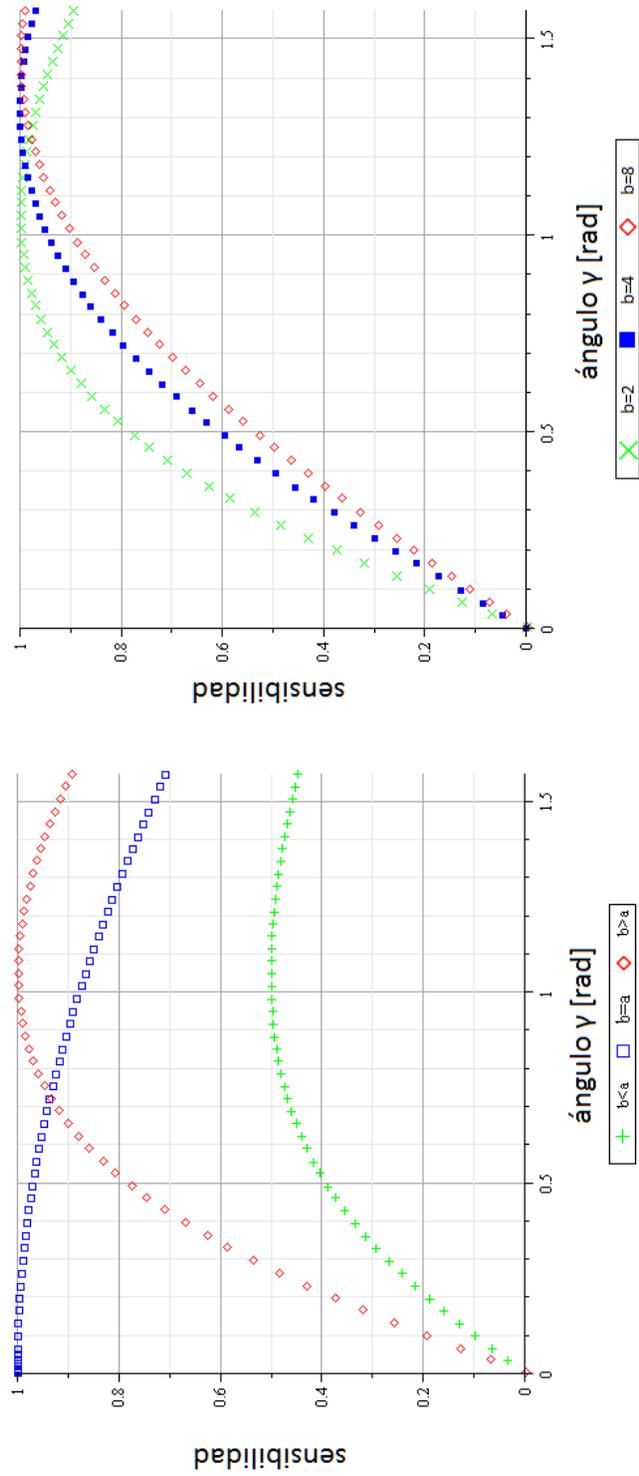


Figura 4.8: Sensibilidad de c para $b < a, b = a, b > a$ ($b = 2, b = 4, b = 8$ (derecha))

Condición	Fuerza [N]	Carrera [m]	$Trabajo_{med}$ [J]	$Trabajo_{max}$ [J]
máxima	24.5-31.6	0.058	0.67-0.94	1.42-1.82
media	11.7-16.2	0.145	1.69-2.35	3.55-4.55
		0.125	1.46-2.02	3.06-3.92

Cuadro 4.2: Fuerzas, carreras y trabajo disponible.

Tipo de pinza	Junta DIP	Junta PIP	Junta MCP
Pinza fina	25°	50°	48°
Pinza pulpolateral	20°	35°	20°
Pinza común	0°	50°	48°
Presa palmar en puño	23°	48°	62°

Cuadro 4.3: Ángulos de flexión para varios tipos de pinza. Datos de Chao et al.,1989

la parte móvil del medidor. Posteriormente se pidió al voluntario flexionar su hombro bajo dos condiciones: primera, ejerciendo la máxima fuerza de la que fuese capaz; segunda, ejerciendo fuerza solo hasta antes de sentirse incomodo, a ésto se le llamó *fuerza media*. Se observó que los valores variaron según la laxitud del cable de transmisión², por lo que éstos se presentan como rangos en el conjunto de tablas 4.2; en el mismo conjunto también se lista el trabajo (energía) disponible según la excursión disponible del cable. Debe mencionarse que idealmente se pretendió desarrollar el diseño para una condición de fuerza media con una carrera de 14.5 cm (resaltado en negritas en la tabla 4.2).

4.2.3. Ángulos de flexión JI

También de debieron definir los ángulos de flexión en las juntas MCP y PIP para los cuales sería sintetizado el mecanismo. Éstos se obtuvieron de la referencia [56] y se listan en la tabla 4.3, de la cual se consideró la pinza digital con pulpejo³ como aquella con los valores mas adecuados.

²la tensión del cable debe ser tal que el usuario no se sienta *atado*.

³También se consideró trabajar con la pinza digitopalmar completa, comúnmente llamada *empuñar*, y dado el diseño del mecanismo, solo se consideraron los ángulos de las juntas PIP y DIP.

Tipo de pinza*	Fuerza [N]
Pinza fina	24-95
Pinza pulpolateral	37-106
Pinza común	30-83
Presa en puño [<i>falange distal</i>]	38-109
Presa en puño [<i>falange medial</i>]	7-38
Presa en puño [<i>falange proximal</i>]	23-73

Cuadro 4.4: Fuerzas en el dedo índice.

*Para las pinzas fina y común, las fuerzas fueron aplicadas en la punta y el pulpejo de la falange distal, respectivamente. Para la pinza pulpolateral, dichas fuerzas fueron aplicadas en la parte radial de la falange medial. Para las presas en puño, las fuerzas fueron aplicadas a la mitad de cada falange. (Datos de An et al., 1985)

4.2.4. Fuerza de prensión

Del mismo modo se definió la fuerza de prensión para la cual se diseñaría la ortoprótesis. Robert W. Gregory en [56] especifica las reacciones que existen en el dedo índice durante las pinzas más comunes (ver tabla 4.4). Igualmente se consideraron los valores correspondientes a la pinza digital con pulpejo⁴. Tales datos se usaron como entradas en los análisis estáticos (sección 4.4) con el fin de evaluar el desempeño de la ventaja mecánica, m_A . No obstante, más adelante se verá que el diseño mecánico no permitió mantenerlos.

4.3. Síntesis dimensional

Dos imágenes representativas del método GCP, el cual se explica a detalle en el capítulo dos (se usó Catia V5R19®), se muestran en la figura 4.9, en la tabla 4.5 se listan las dimensiones resultantes y éstas se ilustran en las figuras 4.10b y 4.10c; como datos de entrada (fig. 4.10a), se usaron los promedios de los valores de A , B , C y $D1$ correspondientes al dedo índice y medio, así como los ángulos de flexión en sendas articulaciones MCP y PIP (secciones 4.2.1 y 4.2.3). CR y λ_{car} son las dimensiones que corresponden a la carrera de la corredera circular, de la cual se observa que CR resulta menor que la mínima

⁴También se dio consideración a los datos para la prensa tipo *empuñadura o esférica*, ya que de ser posible instalar el mecanismo en cada dedo, esta prensa sería factible, y dichos valores servirían en el diseño.

DATO	E	F	G	H	I	J	K	L	θ_1	θ_7	α	β
VALOR	0.036	0.064	0.063	0.027	0.078	0.049	0.023	0.073	82.2°	-45.2°	-52.63°	18.43°

CR	λ_{car}
0.0404	36.9°

$$\lambda_{car_{real}} = 30,78$$

Cuadro 4.5: Resultados de GCP, longitudes en [m], ángulos en grados [°]

excursión registrada en el cable de transmisión, justo como se deseaba (ver tablas 4.1 y 4.2).

El desplazamiento angular de la corredera λ_{car} debe permitir a la junta VII (fig 4.11) correr esa misma distancia sin que ésta sea obstruida por la tierra del mecanismo. Sin embargo, tiene que aclararse, que tras la síntesis se observó que la díada compuesta por los eslabones 5 y 6 no permitió obtener una configuración con carrera mayor a 30,8° (solo para NA), ésto se debe a las limitaciones de diseño expuestas en el capítulo dos (distancia desde el dorso no mayor a tres cm); evidentemente, se le dio mayor importancia a no excederlas.

4.4. Análisis de posición

Una vez que el diseño tentativo de un mecanismo ha sido sintetizado, debe entonces ser analizado; el objetivo fundamental es determinar todas las posibles configuraciones de las partes móviles de un ensamble, y así encontrar posibles defectos⁵ de circuito o de rama⁶ (R.L Norton, [37]). Aunado a lo anterior, el diseño debe garantizar que el mecanismo no fallará en condiciones de operación, por lo tanto los esfuerzos en los materiales deben mantenerse por debajo de los niveles permisibles y para calcularlos es ineludible el análisis de posición.

Dado que se trabajó con una configuración doble (NA, NC) y para facilitar la explicación de los análisis de fuerza y ventaja mecánica m_A , se hizo el análisis de posición para cada una de estas modalidades, descritas como: normalmente abierto (NA) y normalmente cerrado (NC). Éstas solo difieren

⁵Un mecanismo con defecto de circuito no es útil, ya que no puede funcionar sin desarmarlo y volverlo a armar de un circuito a otro (i.e. de una posición a otra)

⁶Tienden a ser posiciones de agarrotamiento

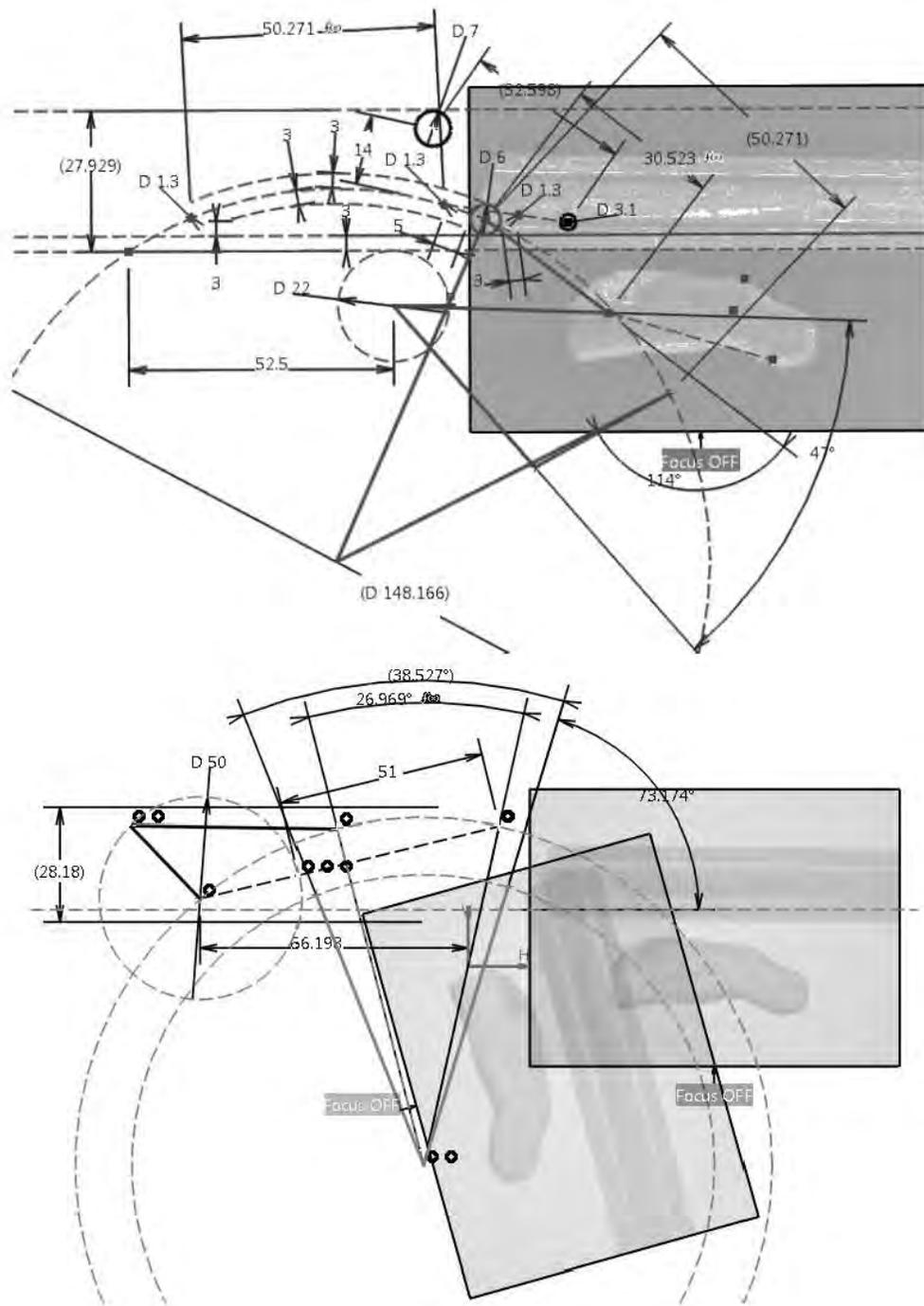
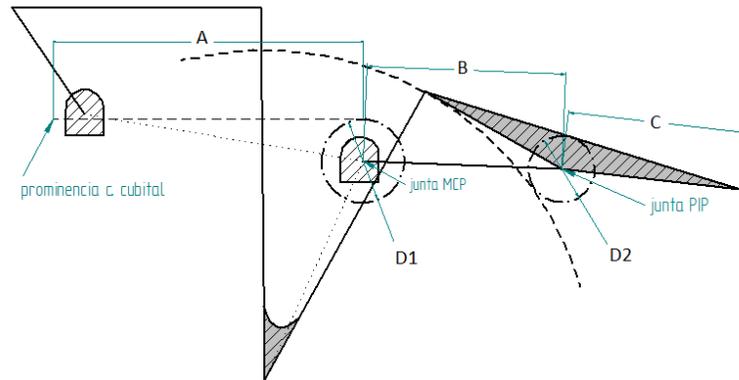
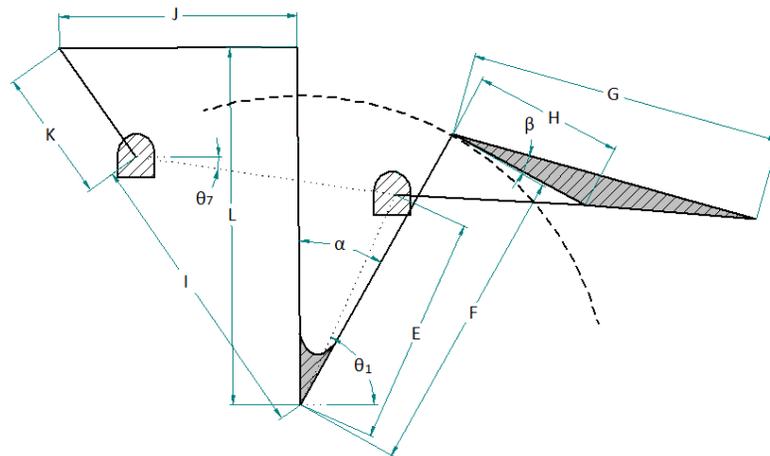


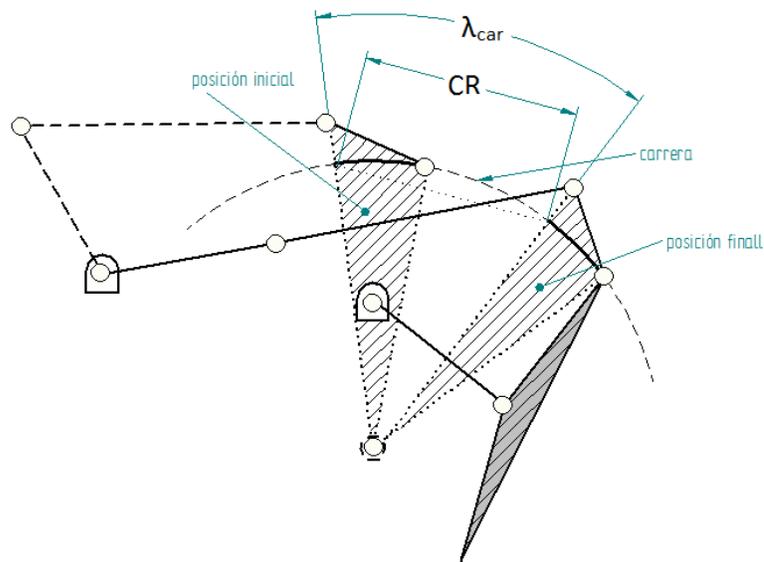
Figura 4.9: Método GCP para síntesis dimensional. NOTA: Estas imágenes son representativas, los datos no necesariamente coinciden con los de la tabla 4.5.



(a) Datos de entrada para síntesis dimensional



(b) Datos de salida de la síntesis dimensional



(c) Carrera de la corredera

Figura 4.10: Dimensiones del mecanismo

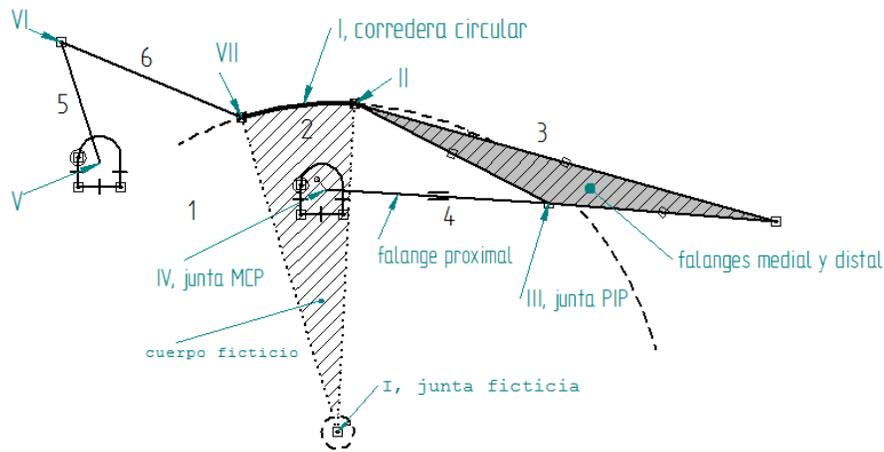


Figura 4.11: Numeración de cuerpos (en arábigos) y juntas (en romanos)

en que la configuración NA agrega una díada⁷ mecánica para bloquear la extensión del dedo (al mismo tiempo que se amplifica m_A , se impide *abrir* los dedos); para la configuración NC, el *bloqueo* de la extensión es propio ya que al usar ligas y al estar las articulaciones MCP y PIP flexionadas como posición inicial, la presión se mantiene mientras dichas ligas se encuentren suficientemente estiradas; no obstante, se puede argumentar lo siguiente: ya que las ligas varían su fuerza hasta alcanzar un equilibrio con la *fuerza de presión*; ésta es proporcional a su estiramiento, y si la reacción que se ejerce en dicho punto de equilibrio es menor a la necesaria para sujetar el objeto, este caerá.

Se desarrollaron un par de programas en Mathematica® V7 para resolver las ecuaciones de posición por cada configuración, el código se puede encontrar en el apéndice B, en tanto, el planteamiento vectorial se presenta aquí.

Primeramente, en la figura 4.11 se ilustra la numeración de los cuerpos y las juntas del mecanismo; ésta se mantiene para las dos configuraciones ya mencionadas, NA y NC.

⁷Cadena cinemática abierta de dos eslabones y una junta

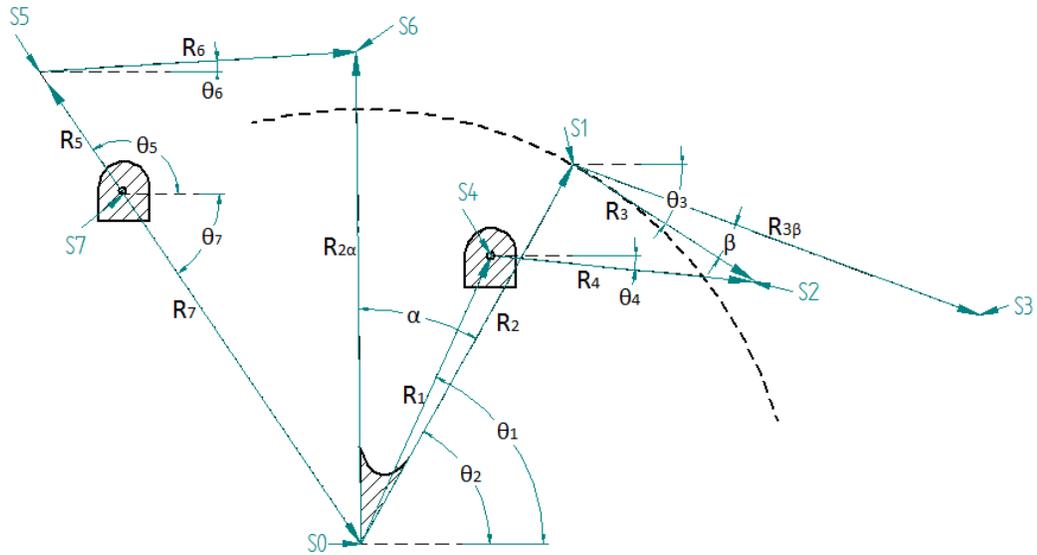


Figura 4.12: Vectores del mecanismo

4.4.1. Mecanismo NA

En la figura 4.12 están ilustrados los vectores que definen el mecanismo NA. Se observa que la vectorización se realiza como si el cuerpo 2 fuese otro eslabón (cuerpo ficticio) con un pivote en el punto S_0 , éste es el centro de una circunferencia adscrita a la corredera; dicho cuerpo es auxiliar y tiene el mismo comportamiento cinemático (de esta manera R_2 modela la corredera circular)⁸.

R_1, R_2, R_3 y R_4 corresponden con los eslabones 1, 2, 3 y 4 y $R_{3\beta}$ es el vector del acoplador 3 que se desvía un ángulo β de R_3 ; como se puede ver, la punta de su flecha toca a S_3 . $R_{2\alpha}$ es un vector desplazado α grados de R_2 y forma un mismo cuerpo con éste. R_5, R_6 y R_7 corresponden con los eslabones 5, 6, y 7; finalmente, tanto R_1 como R_7 son parte de la *tierra mecánica*.

Como consecuencia, las ecuaciones de lazo correspondientes son:

$$R_2 + R_3 - R_4 - R_1 = 0 \quad (4.1)$$

$$R_5 + R_6 - R_{2\alpha} - R_7 = 0 \quad (4.2)$$

⁸Nomenclatura: los vectores se denotan con mayúsculas (i.e. R_1, F_2, S_0) y los escalares con minúsculas (i.e. r_1, m_A, α)

Donde⁹ $R_1 = r_1 e^{i\theta_1}$, $R_2 = r_2 e^{i\theta_2}$, $R_{2\alpha} = r_{2\alpha} e^{i(\alpha+\theta_2)}$, $R_3 = r_3 e^{i\theta_3}$, $R_4 = r_4 e^{i\theta_4}$, $R_5 = r_5 e^{i\theta_5}$, $R_6 = r_6 e^{i\theta_6}$, $R_7 = r_7 e^{i\theta_7}$. Cabe aclarar que el origen de coordenadas se encuentra en S_0 (figura 4.12).

Sustituyendo en 4.1 y 4.2, se obtiene:

$$r_1 (-e^{i\theta_1}) + r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3} - r_4 e^{i\theta_4} = 0 \quad (4.3)$$

$$-r_{2\alpha} e^{i(\alpha+\theta_2)} + r_5 e^{i\theta_5} + r_6 e^{i\theta_6} - r_7 e^{i\theta_7} = 0 \quad (4.4)$$

Por su lado $R_{3\beta} = r_{3\beta} e^{i(\beta+\theta_3)}$.

Al sustituir los datos de la tabla 4.5 en las ecuaciones 4.3, 4.4, y mediante la identidad de Euler, se obtuvieron las siguientes ecuaciones:

$$0,064 \cos(\theta_2) + 0,027 \cos(\theta_3) - 0,0425 \cos(\theta_4) - 0,00488576 = 0 \quad (4.5)$$

$$0,064 \sin(\theta_2) + 0,027 \sin(\theta_3) - 0,0425 \sin(\theta_4) - 0,0356669 = 0 \quad (4.6)$$

$$0,073 \cos(\theta_2 + 0,918567) - 0,023 \cos(\theta_5) - 0,049 \cos(\theta_6) + 0,0549615 = 0 \quad (4.7)$$

$$0,073 \sin(\theta_2 + 0,918567) - 0,023 \sin(\theta_5) - 0,049 \sin(\theta_6) - 0,0553465 = 0 \quad (4.8)$$

Se eligió a θ_2 como variable gobernante; así, pues, se le asignaron valores discretos (≈ 100) desde la posición inicial (dedo extendido), $\theta_2 = 60^\circ$, hasta la posición final (dedo flexionado), $\theta_2 = 29^\circ$; se definió, así, un sistema de cuatro ecuaciones (4.5, 4.6, 4.7, 4.8) y cuatro incógnitas (θ_3 , θ_4 , θ_5 y θ_6). Éste fue resuelto por métodos numéricos para cada valor de θ_2 mediante el programa Mathematica[®] V7. Los resultados se animaron y una secuencia de las imágenes se muestra en la figura 4.13.

Posteriormente, se usaron las ecuaciones de *ventaja mecánica* (capítulo dos); para pronosticar el comportamiento de la variable m_A .

⁹Se usaron complejos con el fin de simplificar la notación. Se puede obtener su equivalencia vectorial a partir de la identidad de Euler: $re^{i\theta} = \cos(\theta) + i \sin(\theta)$

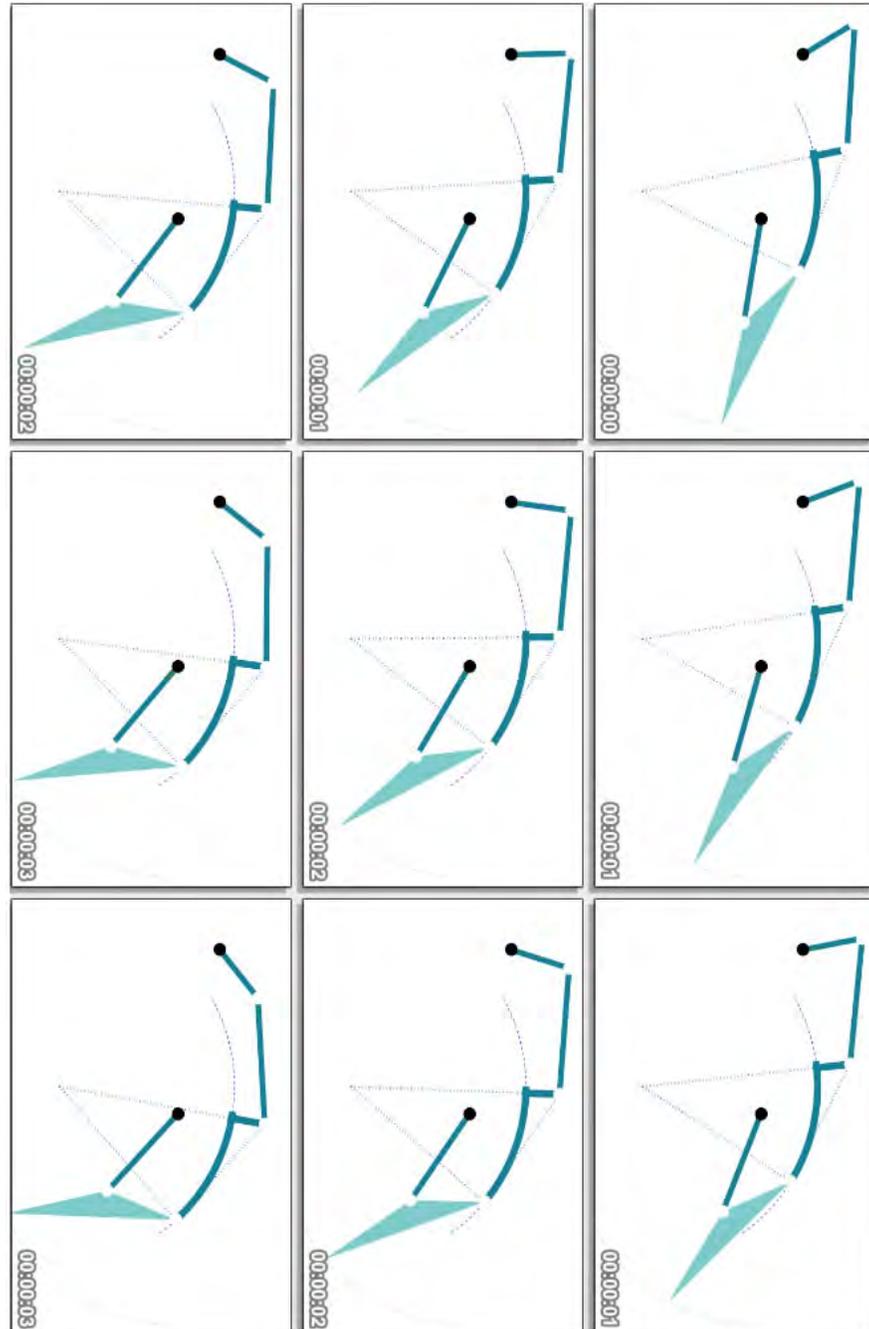


Figura 4.13: Animación de las posiciones del mecanismo.

Cabe aclarar que la dirección y ubicación de las fuerzas externas para las que se diseñó el mecanismo son diferentes de las que se definen en las ecuaciones de ventaja mecánica; esto quiere decir que no se contemplaron las fuerzas aplicadas sobre el acoplador 3 y sin embargo, en la práctica, este cuerpo debe interactuar con varias de ellas (también trabaja como salida del sistema). No obstante, dichas ecuaciones sirvieron como recurso, en esta etapa de diseño, para juzgar el desempeño del mecanismo (con respecto a los otros prototipos) sin tener que acudir a la resolución de las ecuaciones estáticas.

Para aplicar tales ecuaciones en un mecanismo de seis barras, se separó éste en dos sub-circuitos. El primero se constituye de los cuerpos 1, 2, 5 y 6; y el segundo de los cuerpos 1, 2, 3 y 4. Así, el primer circuito acciona al segundo. Tales ecuaciones resultaron ser:

$$m_{A_1} = \frac{r_{1_{ent}} l_{1_{sal}} \sin(\mu_1)}{l_{1_{ent}} r_{1_{sal}} \sin(\nu_1)}$$

$$m_{A_2} = \frac{r_{2_{ent}} l_{2_{sal}} \sin(\mu_2)}{l_{2_{ent}} r_{2_{sal}} \sin(\nu_2)}$$

donde $r_{1_{ent}} = l_{1_{ent}} = K$, $r_{2_{ent}} = l_{1_{sal}} = L$, $r_{1_{sal}} = l_{2_{ent}} = F$, $r_{2_{sal}} = l_{2_{sal}} = B$, $\mu_1 = \angle[R_6 \curvearrowright R_{2a}]$, $\mu_2 = \angle[R_4 \curvearrowright R_3]$, $\nu_1 = \angle[R_4 \curvearrowright R_3]$ y $\nu_2 = \angle[R_4 \curvearrowright R_3]$ ¹⁰.

Así, se pudo obtener $m_{A_{TOTAL}} = m_{A_1} \cdot m_{A_2}$ y dicho cálculo se realizó para cada posición del mecanismo (que se obtuvo en el análisis de posición). Los resultados se muestran en las gráficas de la figura 4.14.

4.4.2. Mecanismo NC

Esta configuración se supuso como un caso especial de NA ya que al revisar el diagrama de la configuración NA (fig. 4.12), se puede advertir que los vectores R_1, R_2, R_3, R_{3b} y R_4 describen, en este caso, a la configuración NC. Por tanto se remite al lector a las definiciones que se explican en la sección anterior.

Consecuentemente, este mecanismo es mas sencillo de analizar; la ecuación de lazo que le describe es:

$$R_2 + R_3 - R_4 - R_1 = 0$$

¹⁰ $\angle[R_x \curvearrowright R_y]$ denota el ángulo menor entre los vectores R_x y R_y

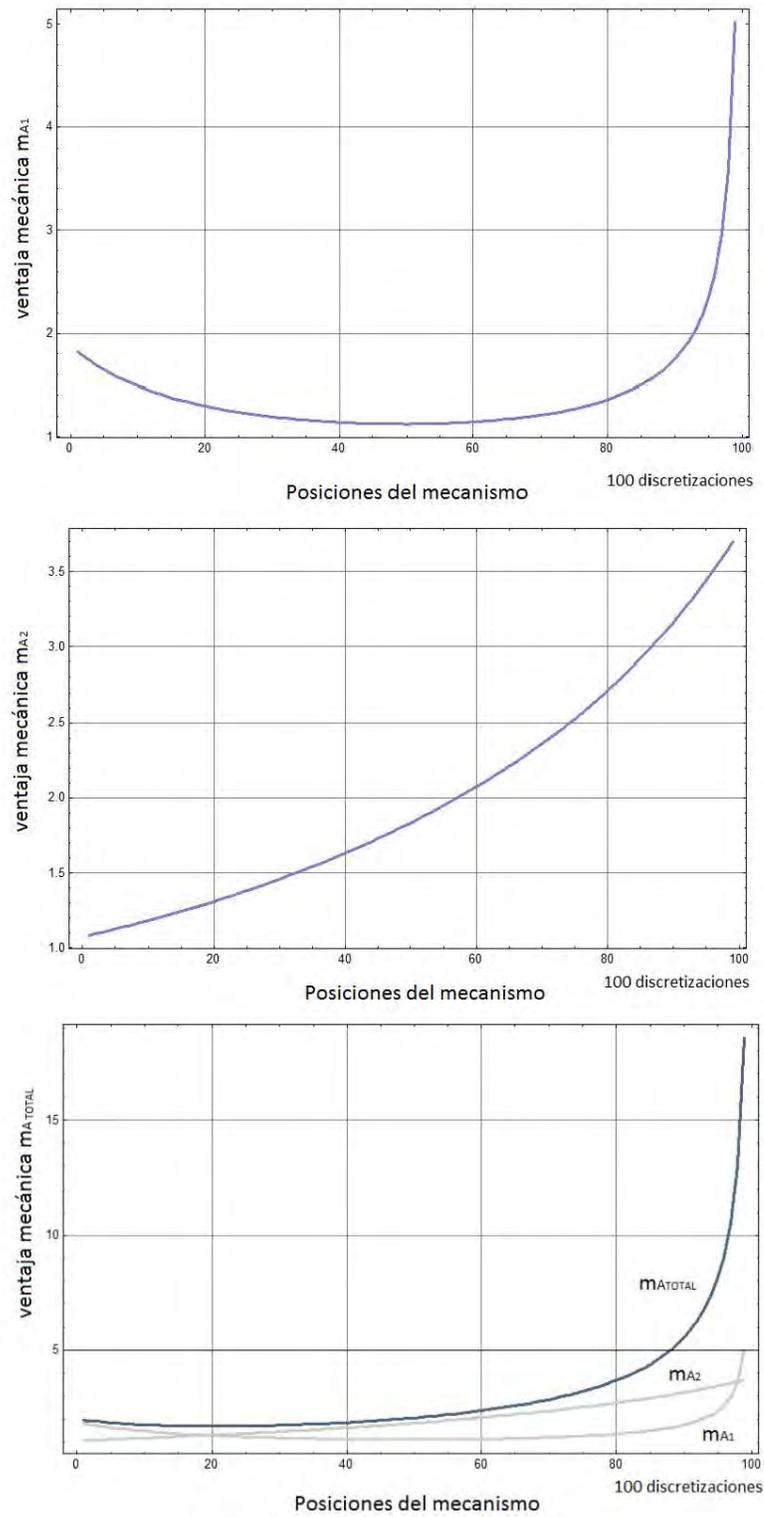


Figura 4.14: Ventaja mecánica m_{A1} , m_{A2} , $m_{A-TOTAL}$ para todas las posiciones del mecanismo

que es la misma que la ecuación 4.1.

El análisis de ventaja mecánica también corresponde con el de la segunda sección de la configuración NA, i.e. que equivale a la curva de m_{A_2} (fig. 4.14).

4.5. Diseño de las piezas (CAD)

La ortoprótesis completa se compone de cinco subsistemas: El mecanismo del dedo NA/NC, la suspensión o soporte del antebrazo SA, la suspensión o soporte del pulgar opuesto SO, la suspensión o soporte al pecho SP y el sistema de transmisión TG/TC. Éstos se basan en el concepto de solución 3.4.6-2, *usar el propio cuerpo* (ver sección 4.2.2). Sin embargo, aquí se recuerda que SA, SO, SP y TG/TC son auxiliares (para los cuales ya existen soluciones como la órtesis de R. Redheady o el sistema de arneses de una prótesis de gancho), es decir que éstos ayudan a NA/NC a cumplir con su función, mas no la realizan. Por ende, dicho sistema implicó la mayor parte de los esfuerzos de diseño y es el que se explica más a detalle.

En tanto, es debido mencionar que se decidió fabricar las piezas del mecanismo en acrílico. Este plástico se trabaja fácilmente, por lo que la fabricación se facilitó enormemente. Conciérne a ésto que los grosores de muchas piezas asumieron dimensiones coherentes con la tenacidad de dicho material; si las partes se fabricasen en alguno otro, sería completamente factible disminuir

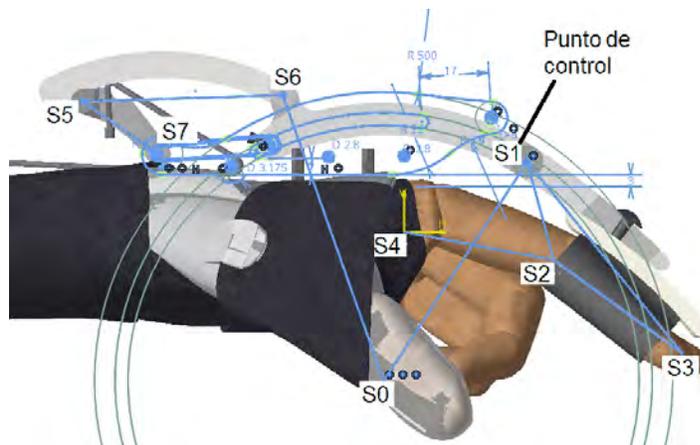
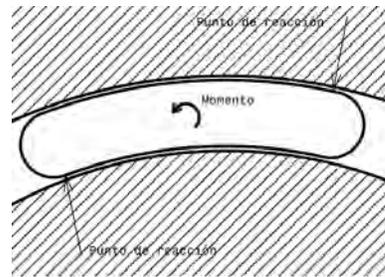
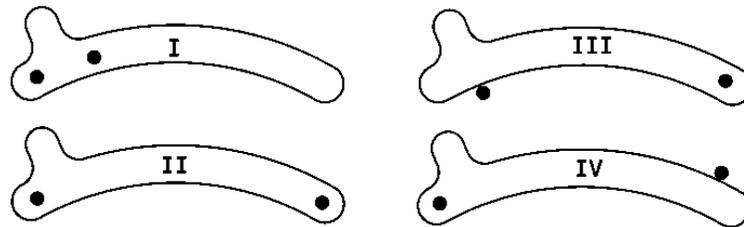


Figura 4.15: Puntos de control



(a) Puntos de reacción en una corredera circular



(b) Configuraciones para los puntos de reacción

Figura 4.16: Puntos de reacción

las dimensiones (i.e. espesor de la corredera, ancho del acoplador, grosor de la base, etc).

4.5.1. Mecanismo del dedo (NA)

El diseño de estas piezas se basó en la síntesis GCP y ya que se usó Catia V5R19® [50] para este proceso, se aprovechó el mismo programa para referenciar las dimensiones de cada pieza a los puntos $S_0, S_1, S_2, S_3, etc...$ (fig. 4.12, 4.15) del mecanismo (obtenidos de la síntesis GCP), los cuales, para efectos explicativos, fueron llamados *puntos de control*. Específicamente se usaron los *puntos de control* que describen la geometría general del mecanismo sintetizado. De esta manera, si fuese necesaria alguna corrección (que si lo fue), las piezas se re-dibujarían automáticamente. Lo mismo se hizo para la configuración NC.



Figura 4.17: Isométrico de la base

La corredera

Dado que una corredera circular necesita dos puntos de retención (figura 4.16a) para conservar un GDL, se debió encontrar una configuración que permitiese maximizar la carrera CR , la cual, a su vez, permitiese todo el rango de flexión requerido en los dedos, (en las articulaciones MCP y PIP) y que, aunado a ello, fuese sencilla y fácil de construir.

En la figura 4.16b se muestran cuatro arreglos, de ellos se decidió usar el cuarto, ya que al fijar un punto de retención a tierra (sobre la guía de la corredera) y otro a la misma corredera, se consigue maximizar CR . El dibujo del sistema completo de la corredera se muestra en la figura 4.17. En este, se observan dos perfiles de 3 mm unidos mediante una base de 9 mm de grosor, los cuales reciben la corredera, igualmente de 9 mm grosor; de hecho, también se muestran los pernos de $1/8''$ que sirven como los puntos de retención de la corredera.

La base de la corredera, cuerpo 1

Ésta se muestra, ya montada sobre la mano, en la figura 4.18a y aunque no se ilustran los elementos de sujeción con el cuerpo de la mano y los dedos, se da una idea de la configuración final del mecanismo. Lo anterior se explica ya que la mano (i.e. el conjunto metacarpiano), debe formar un mismo cuerpo con la base de la corredera, i.e. la tierra mecánica.

Por otro lado, se observa que existe una ranura curvada de $1/8''$ de ancho, ésta es la guía que sirve a uno de los pernos del cuerpo 2 para funcionar como

retén y, como ya se mencionó, el espesor de dicho perfil es de 3 mm.

Corredera, cuerpo 2

Ésta se monta sobre un canal de 9 mm de ancho en el cuerpo 1, (fig. 4.18b). Tiene la longitud de arco suficiente como para permitir una carrera angular, λ_{CR} , de 38° . El grosor de la pieza es de 8 mm (vista transversal). Por ella cruza un perno de $1/8''$, el cual es retenido por un tornillo prisionero de $7/64''$ (UNC 4-40). Los agujeros más pequeños de $3/32''$ sirven como puntos de unión entre las diferentes piezas.

Acoplador del dedo, cuerpo 3

Éste debe unirse a la parte posterior de las falanges medial y distal, para formar, así, el cuerpo 3. Tiene una ranura de 2 cm de largo que permite el paso de un tornillo de $7/64''$ (UNC 4-40), así como de unas bandas de 2 cm. La sujeción a dichas falanges es un reto en el diseño, ya que las fuerzas de sujeción presentes éstas y el acoplador, como tal, tienen direcciones que tiran a separar de ellos; además, se recuerda, que el embrace a las falanges medial y distal no debe afectar la circulación sanguínea (sección 2.1.8).

Balancín de entrada, cuerpo 5¹¹

Este cuerpo debe alinearse con el acoplador 6 al bloquear el mecanismo. Mientras, recibe tres cargas: la reacción de la base 1, la tensión del cable y la oposición del acoplador 6. Tal combinación de esfuerzos exigió que el grosor de la pieza fuese tal como el que se muestra en la figura 4.18d (sección transversal de 9 mm).

Acoplador de tracción, cuerpo 6

Es el elemento agregado de la figura 4.19a; su grosor es de 3 mm. Une el balancín 5 (junta VI, perno de $3/32''$) con la corredera 2 (junta VII, perno de $3/32''$). Al alinearse con 5, el mecanismo se autobloquea (solución de diseño para la función de *bloqueo*).

¹¹El cuerpo 4 es la falange proximal, por lo que no se describe.

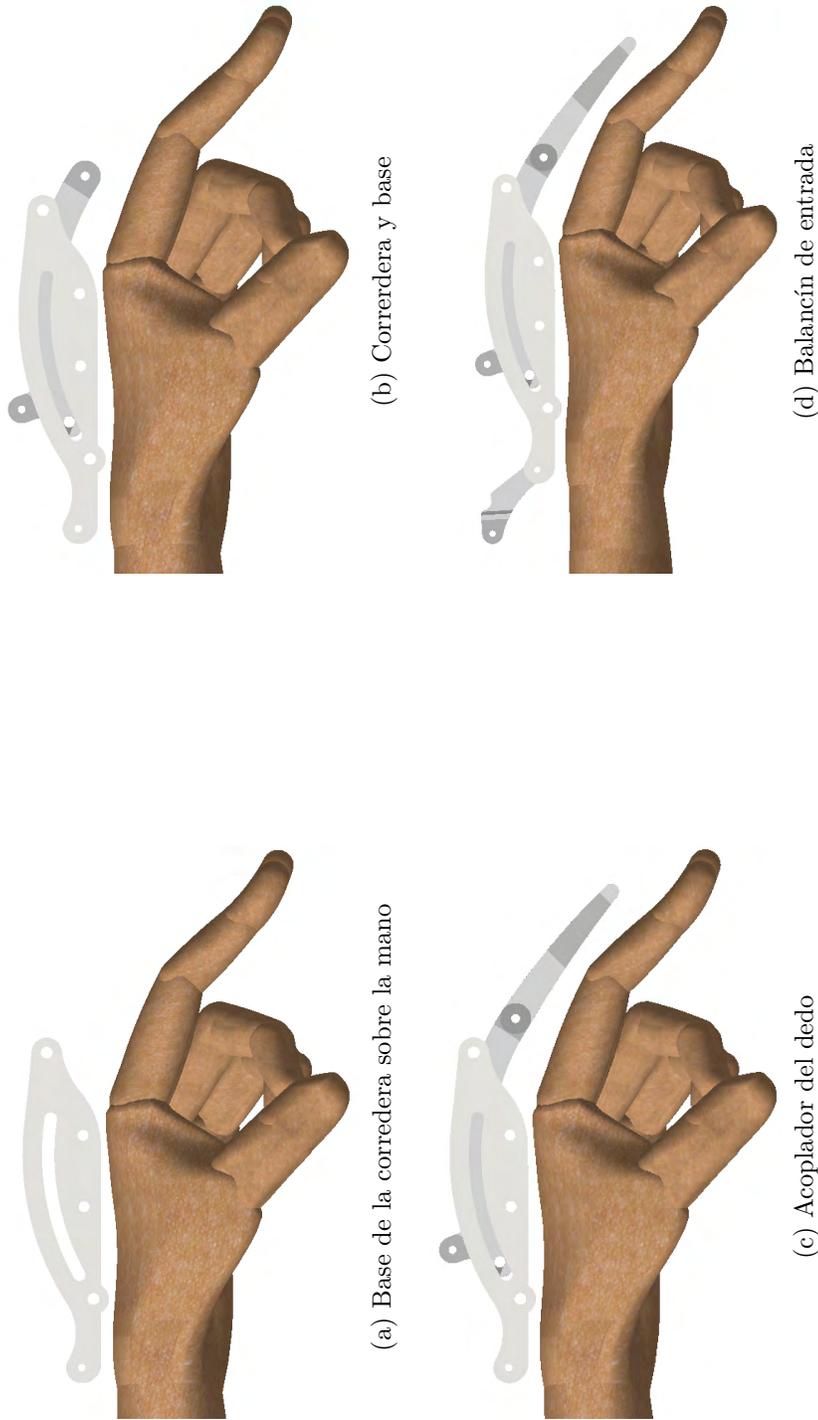
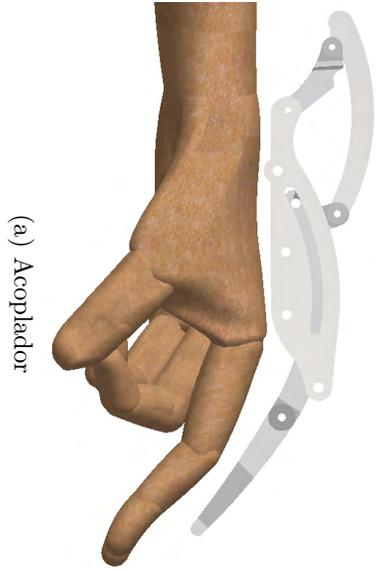


Figura 4.18: Piezas del mecanismo configuración NA



(a) Acoplador



(b) Pernos, tornillos y sujetador del dedo



(c) Cable y ligas

Figura 4.19: Piezas del mecanismo, configuración NA

Elementos de unión

En la figura 4.19b se muestran varios pernos de acero inoxidable (de 1/8" y 3/32"), los cuales se encargan mantener la articulación entre las piezas ya mencionadas. Igualmente, se ilustran un par de tornillos de 1/8" (UNC 5-40) que unen la base de la corredera 1 con el guante de sujeción de la mano. Otro tornillo (de 7/64", UNC 4-40), en el acoplador 3, une a éste con una placa de 3 mm de grosor y la banda de 2 cm, la cual se encarga de sujetar las falanges medial y distal.

Elementos de actuación

En la figura 4.19c se ilustra la trayectoria del cable (de 1/16", con cabeza) que actúa el mecanismo, así como un par de ligas pequeñas de 3/4" y 6.5 oz (una por cada lado), que se encargan de retornarlo a la posición inicial tras retirar la fuerza de acción; éstas se sujetan en sus extremos con el perno de la junta V y el perno de 1/8", que retiene la corredera.

4.5.2. Mecanismo del dedo (NC)

La configuración NC no precisa de la díada mecánica, compuesta por los cuerpos 5 y 6, lo que significa que es un dispositivo más sencillo. La ventaja ésta en que solo se debe disponer de un sistema de actuación que *abra* la pinza.

En general, las piezas que componen a la configuración NC, son las mismas que para NA. La base de la corredera 1, i.e. la tierra, presentan ligeros cambios debido al elemento elástico (liga de 3/4", 8 oz), que *cierra* el mecanismo, el cual debe sujetarse a un punto distal sobre la base.

El sistema de acoplamiento al dedo también cambia, ya que fue factible eliminar la pieza que sirve de puente entre el acoplador y la falange distal, ésta solo se usa en la configuración NA.

La base de la corredera, cuerpo 1

Aunque de forma muy parecida a la base de NA, carece de los agujeros necesarios para formar la junta V. Por otro lado, se agrega un par de muescas que sirven para retener el perno de 1/8", que sujeta un extremo del elemento elástico (la liga de 3/4").

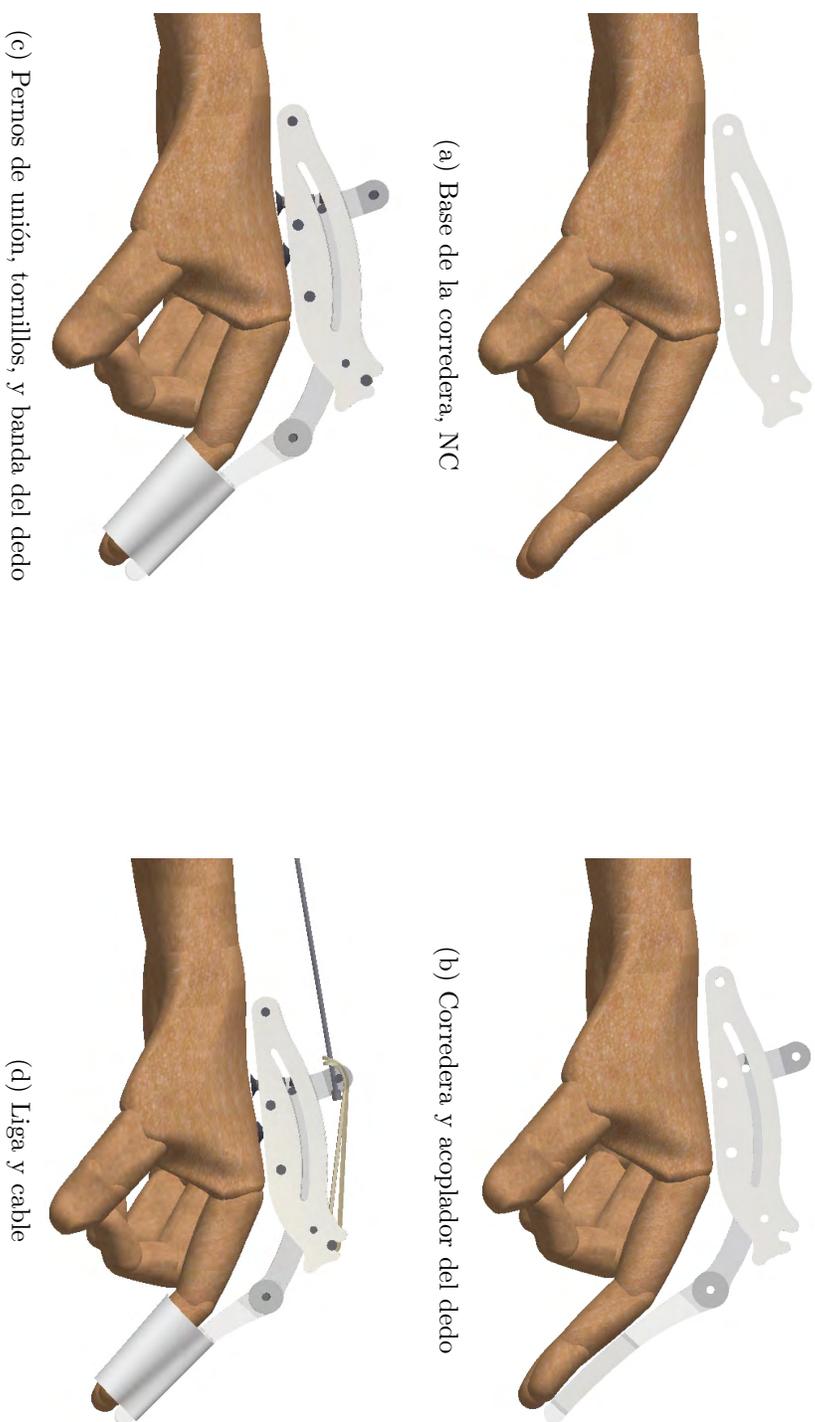


Figura 4.20: Piezas del mecanismo NC

La corredera, cuerpo 2

Tiene la misma forma y disposición que la corredera de la configuración NA (sección transversal, 8 mm por 9 mm).

Acoplador del dedo, cuerpo 3¹²

En esta configuración el acoplador también forma un mismo cuerpo con la falange medial y distal. Sin embargo, como se observa en la figura 4.20c se une directamente a éstos mediante una cinta o banda de 2 cm y sin necesidad de un cuerpo intermedio, de esta manera se elimina el tornillo de 7/64”.

Elementos de unión

En la figura 4.20c se muestran nuevamente los pernos (de 3/32, UNC 4-40), de acero inoxidable, que se encargan de formar las articulaciones entre las piezas mencionadas. Igualmente se ilustran un par de tornillos de 1/8” (UNC 5-40) que se encargan de unir la base de la corredera 1 con el sistema de suspensión del antebrazo.

Elementos de actuación

En la figura 4.20d se ilustra la nueva disposición de la liga y el cable de transmisión de 1/16”. Como se observa, se aprovecha una muesca en el cuerpo 2, para anclar la cabeza del cable, el cual, a su vez sirve como retén en el otro extremo de la liga.

4.5.3. Sistema de transmisión

El sistema de transmisión es auxiliar y consta principalmente de un cable de 1/16” y un faja que se ajusta la parte distal del brazo (fig. 4.21). El cable corre desde la espalda del usuario y se introduce en una guía flexible, con diámetro exterior de 1/8” y longitud de 15 cm, la cual previene que cualquier flexión o extensión del codo provoque excursiones indeseadas. Los extremos de esta guía se deben sujetar en algún punto del antebrazo y el brazo respectivamente. Como se mencionó en la sección 4.2.2, el punto de sujeción al brazo debe ubicarse tal que la proporción $\frac{b}{a}$ (sección 4.2.2) resida entre 1 y 1.3.

¹²El cuerpo 4 es la falange proximal.

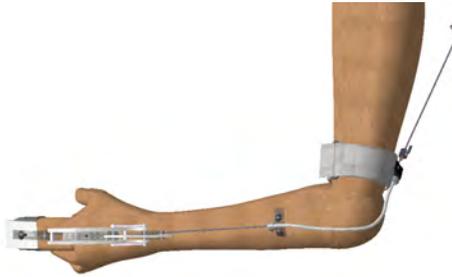


Figura 4.21: Embrase y sistema de transmisión

4.5.4. Sistema de suspensión

Aunque, otro sistema auxiliar, para diseñarlo se debió contemplar el concepto de *posición funcional de la mano* (se explica en la sección 2.2.6). Consta de una férula de polipropileno de 2 mm de grosor, la cual proporcionaría un apoyo firme, al anclarse a ésta el mecanismo (fig. 4.22a). Para sujetarla al antebrazo se usaron correas y bandas (fig. 4.22b) que mediante hebillas de 19 mm y cintas con Velcro® se ajustan a la zona proximal del antebrazo. Para evitar roces en la piel del usuario (observaciones de los prototipos 1 y 2) se decidió enfundar la férula entre una capa interna de neopreno de 1.5 mm y en una capa externa de loneta de algodón.

Como se observa en la misma figura, el neopreno envuelve al pulgar, pasa por debajo de este, cruza la palma y se une nuevamente a la férula en el borde interno cubital de la mano. Lo anterior proporciona cierto grado de abducción en el pulgar (para adquirir la posición funcional, por lo menos del pulgar) y deja libre la zona palmar, sin embargo, cabe aclarar que dicha función a quedado limitada debido a la presencia de una varilla metálica interna que le fue implantada quirúrgicamente al usuario, para quien fue desarrollado el presente trabajo; ésto fue hecho con el fin de dar mayor estabilidad a la mano a costo de limitar la extensión de la muñeca y de las juntas CMC, movimientos muy necesarios en cualquier pinza (ahuecamiento palmar, sección 2.1.4).

En la figura 4.22c se ejemplifica el montaje del mecanismo, en este caso la configuración NA. Un par de tornillos de 1/8" (UNC 5-40) (fig. 4.20c y 4.19b) sirven como elementos de unión entre los dos subsistemas.

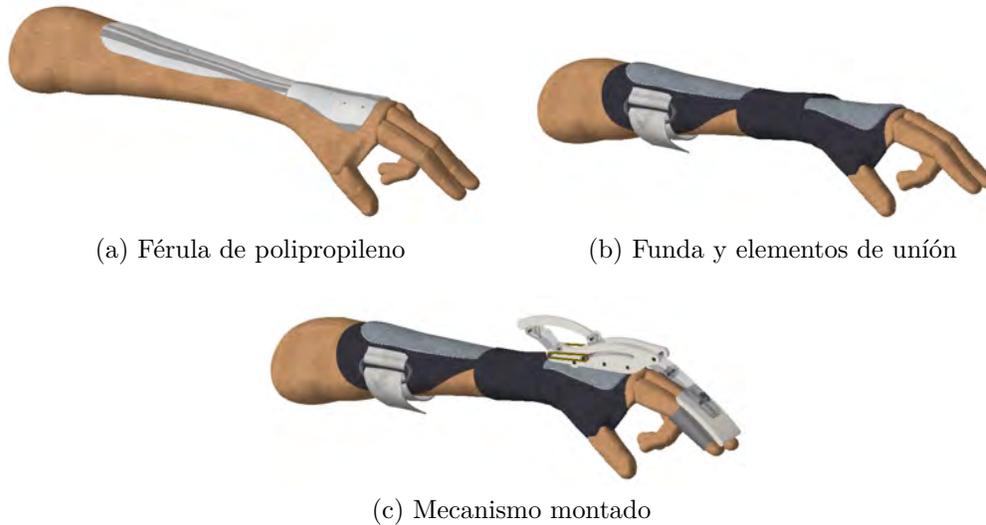


Figura 4.22: Sistema de suspensión

4.5.5. Oposición del pulgar

El pulgar del usuario se fija en oposición gracias a una férula (termoformada y de polipropileno de 2 mm; ver fig. 4.23a). Para asistir dicha función, se agregó una banda, en este caso de neopreno de 1.5 mm de grosor (fig 4.23b). Está cocida a la capa de neopreno del sistema de suspensión del antebrazo en la zona próxima al metacarpo del índice, de tal forma que dicha banda pasa por una muesca en la férula del pulgar. Este conjunto ayuda a oponer el pulgar, así como a regular la aducción de éste con ayuda de la ya mencionada banda de neopreno.

La idea de usar una banda para asistir la oposición del pulgar surge de imitar el comportamiento de los músculos *flexor corto del pulgar*, *aductor del pulgar* y *primer músculo interóseo palmar* (ver figura 2.11c, sección 2.2.7), los cuales, en una mano normal, se encargan de aducir dicho dedo; que es el principal recurso de la oposición (por su lado, una cinta pequeña ayuda a mantener el pulgar contenido en la férula).

Cabe mencionar que existen un par de tornillos de 1/8" (UNC 5-40) en la zona próxima a la muñeca y que unen la férula del pulgar con la férula del antebrazo.

En la figura 4.23c se puede ver el mecanismo NA montado sobre los sistemas de suspensión del antebrazo y de oposición del pulgar.



(a) Férula del pulgar



(b) Banda opositora del pulgar



(c) Mecanismo montado sobre el sistema opositor del pulgar

Figura 4.23: Sistema de oposición del pulgar.

Cabe aclarar que tanto el sistema de transmisión, así como de suspensión, incluido el chaleco, no fueron diseñados al mismo detalle que los mecanismos (NA/NC); como ya se ha mencionado, éstos no fueron el objetivo de desarrollo del presente trabajo [54].

4.6. Análisis de fuerzas en el mecanismo

Gracias al análisis de fuerzas, fue posible definir el comportamiento estático de cada cuerpo en todas sus posiciones (variando θ_2), lo que sirvió más adelante para comprobar si el material de fabricación (acrílico) resistiría o no las cargas bajo operación. Ésto también se aprovechó para obtener la mínima fuerza necesaria a la entrada ($F_{T5} \leq F_{usuario}$) para actuar el mecanismo.

Primeramente debió estar listo el diseño de las piezas en CAD, es decir que, el detalle de los dibujos permitió concretar algunas dimensiones (mencionadas más adelante) necesarias para dicho análisis (fig.4.24).

Éste, igualmente se realizó para las dos configuraciones, NA y NC; y de cada una se exponen las ecuaciones de Newton-Euler correspondientes, no obstante, se despreció el peso de todos los cuerpos, y por consecuencia los efectos dinámicos ($\sum F = \vec{0}$ y $\sum M_{MRL} = \vec{0}$). Las ecuaciones resultantes se programaron en Mathematica V7® con el fin de evaluar rápidamente el comportamiento del mecanismo bajo diferentes combinaciones de trabajo (fuerzas de presión para la pinza digital con pulpejo y pinza en puño de tipo cilíndrica [solo para el índice]). Lo anterior también sirvió para obtener las curvas de ventaja mecánica real $m_{A_{real}}$ de cada configuración.

DATO	M	N	O	P	ρ^{13}	ϕ_a	ϕ_b
VALOR	0.018	0.064	0.0202	0.069	17.35°	58.88°	67.73°

$$*\theta_{aux} = -5^\circ$$

DATO	E	F	G	H	I	J	K	L	θ_1	θ_7	α	β
VALOR	0.036	0.064	0.063	0.027	0.078	0.049	0.023	0.073	82.2°	-45.2°	52.63°	18.43°

Cuadro 4.6: Tabla de datos para el análisis estático (medidas en m). *Repetición de la tabla 4.5

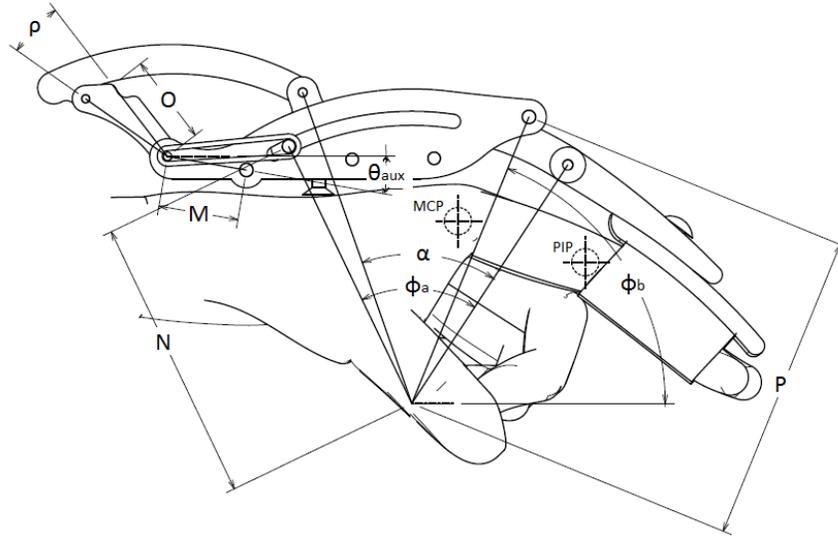


Figura 4.24: Dimensiones necesarias para el análisis estático.

4.6.1. Configuración NA

En la tabla 4.6 se exponen las dimensiones que corresponden a la figura 4.24. Éstos son propios de la configuración NA/NC y como ya se mencionó, fue más sencillo concretarles después del diseño en CAD.

Se usó la notación explicada en *Diseño de Maquinaria* (R.L. Norton [37]). Ésta define cada fuerza como F_{ab} , donde a , es el cuerpo que ejerce acción sobre b , que es el cuerpo que está siendo analizado (se realizó un DCL por cada cuerpo en movimiento). Cada cuerpo debe tener un marco de referencia local (MRL) sobre el cual se definen los vectores que ubican la aplicación de determinada fuerza F_{ab} , dichos vectores se denotan con la correspondiente letra R_{ab} . Ver figura 4.25.

Definición de los vectores de ubicación de las fuerzas desde el MRL de cada cuerpo en movimiento (ver figuras 4.25, 4.24, 4.10b y tabla 4.6):

- Para el cuerpo 2:

$$R_{12_a} = N \{ \cos(\theta_2 + \phi_a), \sin(\theta_2 + \phi_a), 0 \}$$

$$R_{12_b} = P \{ \cos(\phi_b), \sin(\phi_b), 0 \}$$

$$R_{62} = L \{ \cos(\theta_2 + \alpha), \sin(\theta_2 + \alpha), 0 \}, \text{ (ver figura 4.10b)}$$

$$R_{32} = R_2$$

- Para el cuerpo 3:

$$R_{23} = -R_3$$

$$R_{A3} = (R_{3\beta} - R_3)$$

- Para el cuerpo 4:

$$R_{34} = R_4$$

$$R_{B4} = R_4$$

- Para el cuerpo 5:

$$R_{65} = R_5$$

$$R_{T5} = O \{ \cos(\theta_5 - \rho), \sin(\theta_5 - \rho), 0 \}$$

$$R_{aux} = M \{ \cos(\theta_{aux}), \sin(\theta_{aux}), 0 \}$$

$$R_T = R_{aux} - R_{T5}$$

- Para el cuerpo 6:

$$R_{26} = R_6$$

Dado que se despreciaron los efectos dinámicos, se aprovechó esto para simplificar los cálculos de los momentos en cada cuerpo, es decir que se ubicó el MRL de cada uno sobre alguna junta ya existente, de tal suerte, que las reacciones en dicha junta no significaran un término extra en la ecuaciones.

F_{PA} y F_{PB} son las fuerzas de reacción del objeto prensado. Estas son las que se deben superar (o igualar). F_{PA} se aplica perpendicular a la punta del pulpejo o sobre la junta DIP (como promedio de las fuerzas en la falange medial y distal); F_{PB} se aplica perpendicular al eje longitudinal de la falange proximal; i.e. a la mitad de la falange proximal (fig. 4.26a). Lo anterior es dependiendo de que tipo de pinza se desee analizar: digital con pulpejo o prensa en puño (fig. 4.26b); las ecuaciones resultaron ser:

$$F_{62} + F_{12_a} + F_{12_b} + F_{32} = 0 \quad (4.9)$$

$$R_{12_a} \times F_{12_a} + R_{12_b} \times F_{12_b} + R_{32} \times F_{32} + R_{62} \times F_{62} = 0 \quad (4.10)$$

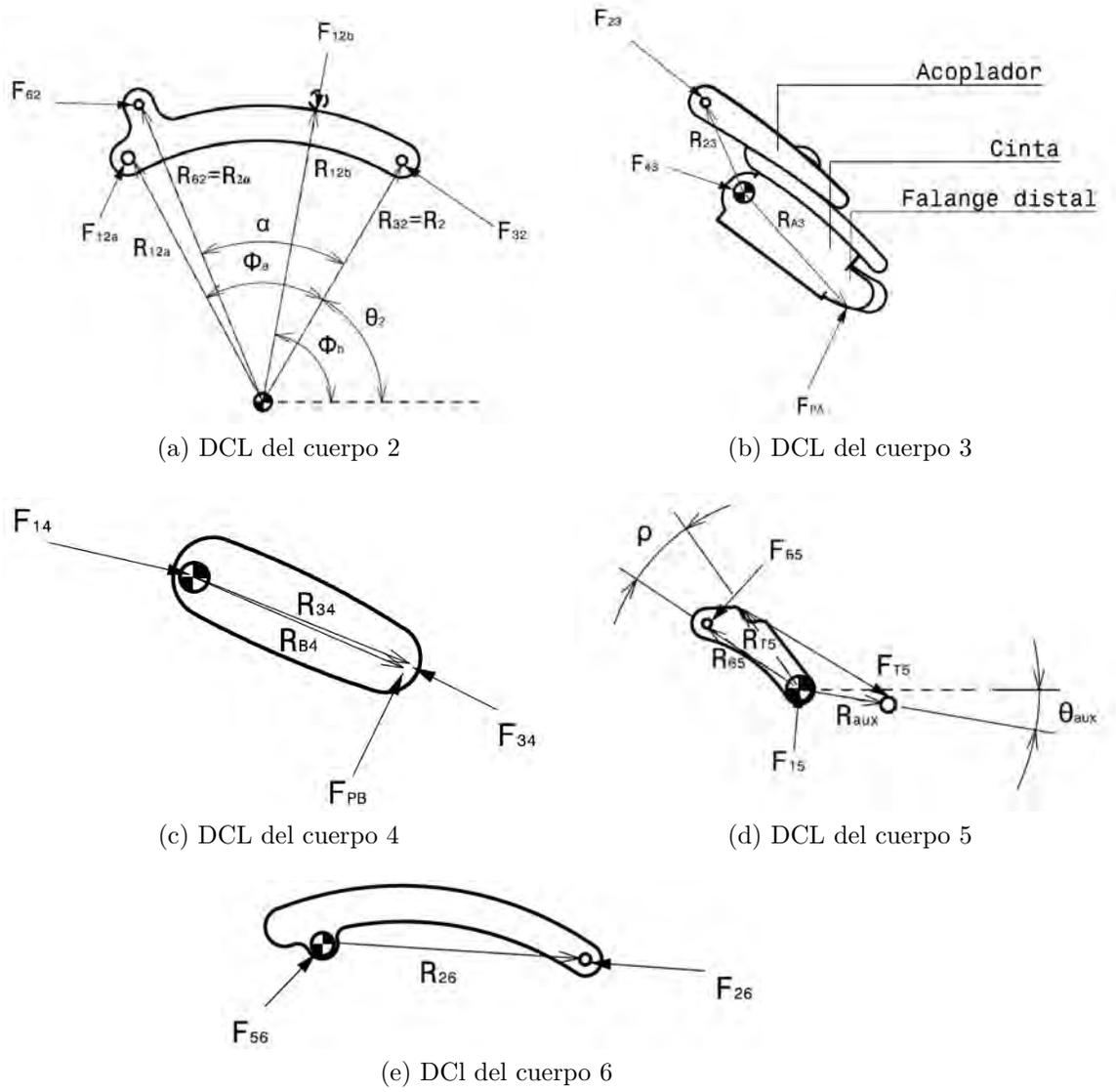


Figura 4.25: Diagrama de cuerpo libre de los cinco cuerpos en movimiento (configuración NA)

$$F_{43} - F_{32} + F_{PA} = 0 \quad (4.11)$$

$$R_{23} \times (-F_{32}) + R_{A3} \times F_{PA} = 0 \quad (4.12)$$

$$F_{14} + F_{PB} - F_{43} = 0 \quad (4.13)$$

$$R_{B4} \times F_{PB} + R_{34} \times (-F_{43}) = 0 \quad (4.14)$$

$$F_{15} + F_{T5} - F_{56} = 0 \quad (4.15)$$

$$R_{T5} \times F_{T5} + R_{65} \times (-F_{56}) = 0 \quad (4.16)$$

$$-F_{62} + F_{56} = 0 \quad (4.17)$$

$$R_{26} \times (-F_{62}) = 0 \quad (4.18)$$

$$F_{12_a} \times R_{12_a} = 0 \quad (4.19)$$

$$F_{12_b} \times R_{12_b} = 0 \quad (4.20)$$

$$R_T \times F_{T5} = 0 \quad (4.21)$$

donde todo vector F_{ab} , se traduce como $\{f_{ab_x}, f_{ab_y}, 0\}$.

De 4.9 a 4.18 se definen las ecuaciones vectoriales de fuerza y momentos por cada cuerpo en movimiento (que son cinco).

Las ecuaciones 4.19 y 4.20 son restricciones de dirección para F_{12_a} y F_{12_b} ; estas siempre deben descansar sobre el eje de transmisión de la corredera, el cual es perpendicular al eje de deslizamiento. Como la corredera es circular, el eje de deslizamiento también lo es y por consecuencia los ejes de transmisión de fuerza son líneas radiales con centro en S0. Los vectores que describen este comportamiento son R_{12_a} y R_{12_b} respectivamente.

La ecuación 4.21 también restringe la dirección del vector F_{T5} a dirigirse siempre hacia el pivote fijo definido por las dimensiones M y θ_{aux} (figura

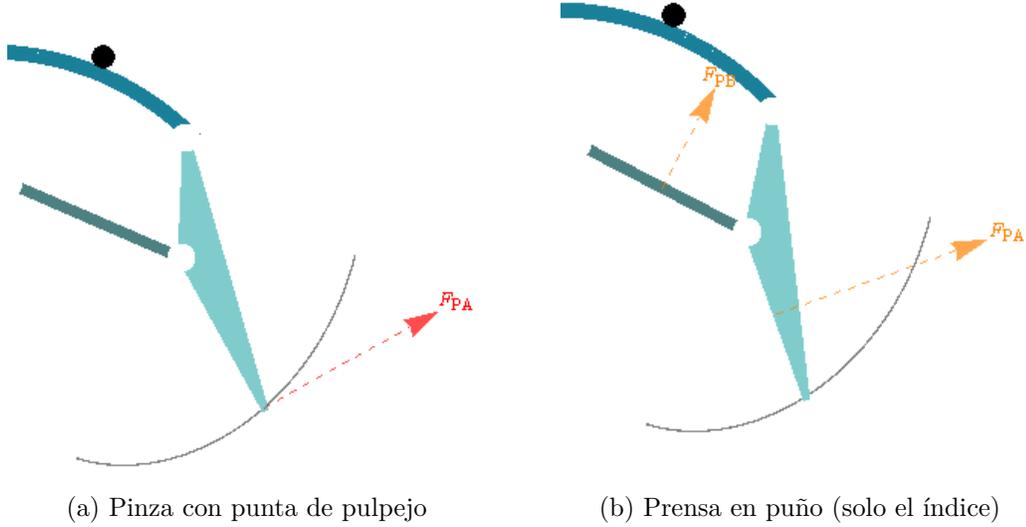


Figura 4.26: Casos aplicación de fuerzas según el tipo de prensión

4.24), el cual, físicamente representa la polea que redirige al cable de transmisión.

Al sustituir los datos de la tabla 4.6 se obtiene lo siguiente:

$$\begin{aligned} & \{f_{12_{ax}} + f_{12_{bx}} + f_{32_x} + f_{62_x}, f_{12_{ay}} + f_{12_{by}} + f_{32_y} + f_{62_y}, 0\} = \{0, 0, 0\} \\ & \{0, 0, -0,064f_{12_{ax}} \sin(\theta_2 + 1,02765) + 0,064f_{12_{ay}} \cos(\theta_2 + 1,02765) - 0,0638532f_{12_{bx}} + \\ & \quad 0,026149f_{12_{by}} - 0,064f_{32_x} \sin(\theta_2) - 0,073f_{62_x} \sin(\theta_2 + 0,918567) + \\ & \quad 0,064f_{32_y} \cos(\theta_2) + 0,073f_{62_y} \cos(\theta_2 + 0,918567)\} = \{0, 0, 0\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \{f_{43_x} - f_{32_x}, f_{43_y} - f_{32_y}, 0\} = \{0, 0, 0\} \\ & \{0, 0, 0,027f_{32_y} \cos(\theta_3) - 0,027f_{32_x} \sin(\theta_3)\} = \{0, 0, 0\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \{f_{14_x} - f_{43_x} - 20 \sin(\theta_4), f_{14_y} - f_{43_y} + 20 \cos(\theta_4), 0\} = \{0, 0, 0\} \\ & \{0, 0, 0,0425f_{43_x} \sin(\theta_4) - 0,0425f_{43_y} \cos(\theta_4) + 0,85 \sin^2(\theta_4) + 0,85 \cos^2(\theta_4)\} = \{0, 0, 0\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \{f_{T5_x} + f_{15_x} - f_{56_x}, f_{T5_y} + f_{15_y} - f_{56_y}, 0\} = \{0, 0, 0\} \\ & \{0, 0, 0,0202 \sin(0,302815 - \theta_5) f_{T5_x} + 0,0202 \cos(0,302815 - \theta_5) f_{T5_y} + 0,023f_{56_x} \sin(\theta_5) - 0,023f_{56_y} \cos(\theta_5)\} = \{0, 0, 0\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \{f_{56_x} - f_{62_x}, f_{56_y} - f_{62_y}, 0\} &= \{0, 0, 0\} \\ \{0, 0, 0, 0, 49f_{62_x} \sin(\theta_6) - 0, 0, 49f_{62_y} \cos(\theta_6)\} &= \{0, 0, 0\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \{0, 0, 0, 0, 64f_{12_{ax}} \sin(\theta_2 + 1, 02765) - 0, 0, 64f_{12_{ay}} \cos(\theta_2 + 1, 02765)\} &= \{0, 0, 0\} \\ \{0, 0, 0, 0, 638532f_{12_{bx}} - 0, 0, 26149f_{12_{by}}\} &= \{0, 0, 0\} \\ \{0, 0, -0, 0202 \sin(0, 302815 - \theta_5) f_{T5_x} - 0, 0, 202 \cos(0, 302815 - \theta_5) f_{T5_y} + 0, 00304829 f_{T5_x} + 0, 01774 f_{T5_y}\} &= \{0, 0, 0\} \end{aligned}$$

Finalmente, los resultados fueron animados para una mejor comprensión de la dinámica de las fuerzas. De la figura 4.27 a la 4.31 se ilustra el comportamiento de las fuerzas para cada cuerpo, sólo para el caso en que $F_{PA} = 30$ y $F_{PB} = 0$ [N].

En las figuras 4.32 se muestra la curva de F_{ent} (la cual debe ser menor o igual a $F_{usuario}$), para dos casos de combinación de fuerzas (de la tabla 4.4, resaltados en **negrita**). También se muestra la ventaja mecánica real $m_{A_{real}}$ del dispositivo bajo la cargas que genera la pinza digital con pulpejo. El lector podrá advertir que $m_{A_{real}}$ no se muestra para casos de carga combinada (i.e. prensa en puño) dado que no se consideró criterio alguno para esto. El caso combinado de F_{PA} y F_{PB} solo se ilustra para mostrar las variaciones que representa la prensa en puño con respecto a la pinza digital con pulpejo, de donde se observa que se necesita una fuerza de entrada F_{ent} aún mayor.

Se puede observar en las figuras 4.32 que F_{ent} supera en gran medida a $F_{usuario}$ (lo cual no es conveniente). También se realizaron las mismas pruebas para otras configuraciones, sin embargo no se pudo encontrar alguna más compacta y que pudiese proporcionar mayor ventaja mecánica, m_A . Éstas curvas significan físicamente que al estar los dedos extendidos y al tratar de cerrarlos contra una fuerza de 30[N] en la punta del pulpejo, es necesario actuar el sistema con mas de 100 [N]. Dicho valor se consideró entonces excesivo.

Por las razones anteriormente mencionadas, se expone la tabla 4.7 donde se listan los diferentes pares de F_{ent} contra F_{PA} , para los cuales se simuló el sistema.

Entonces, se decidió especificar 10[N] como máximo valor de F_{PA} . Cabe aclarar que esta conclusión se debe solo a un caso particular; no obstante, tales valores podrían elevarse para otros cuadros clínicos, ya que las proporciones y capacidades de cada individuo son diferentes.

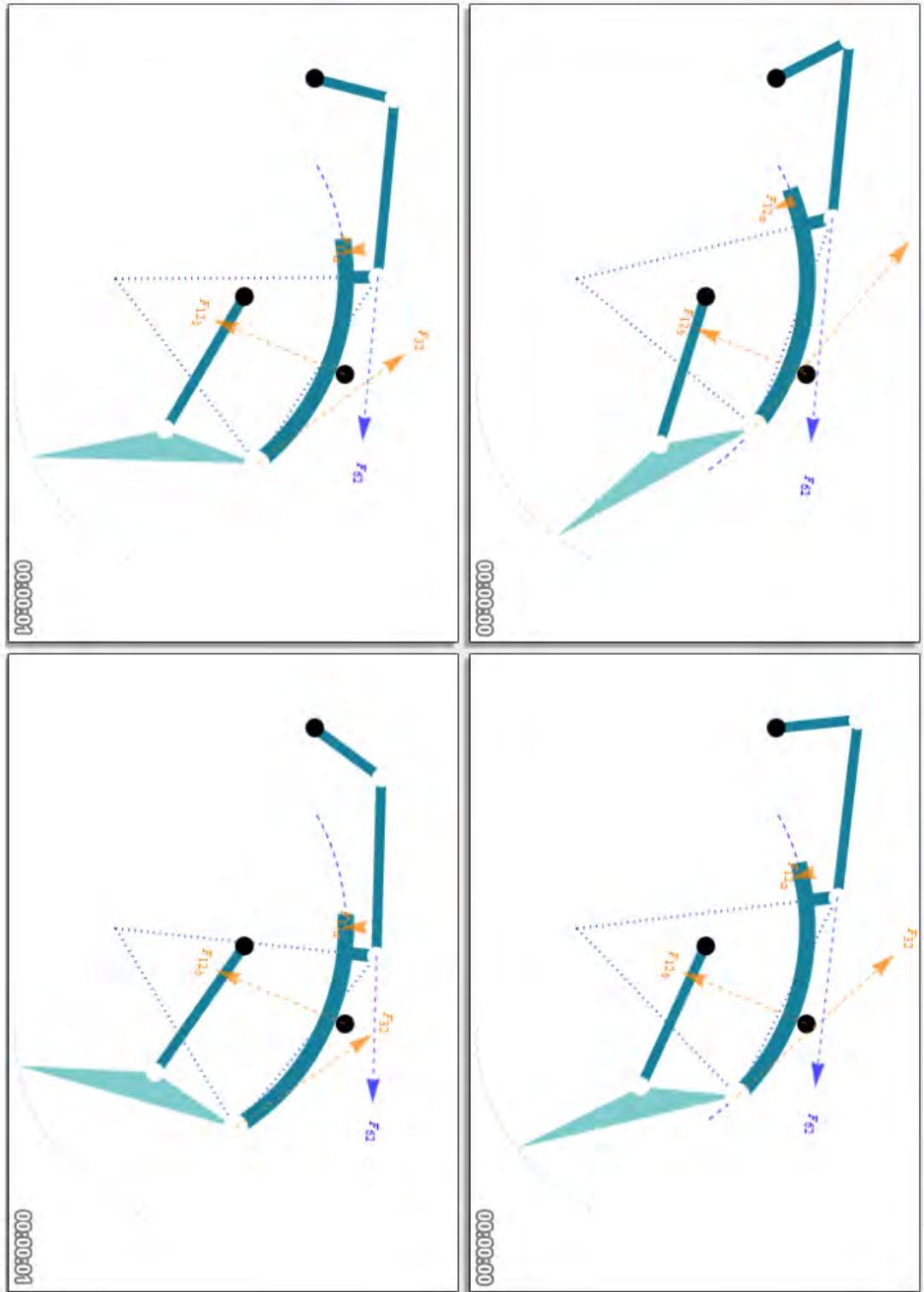
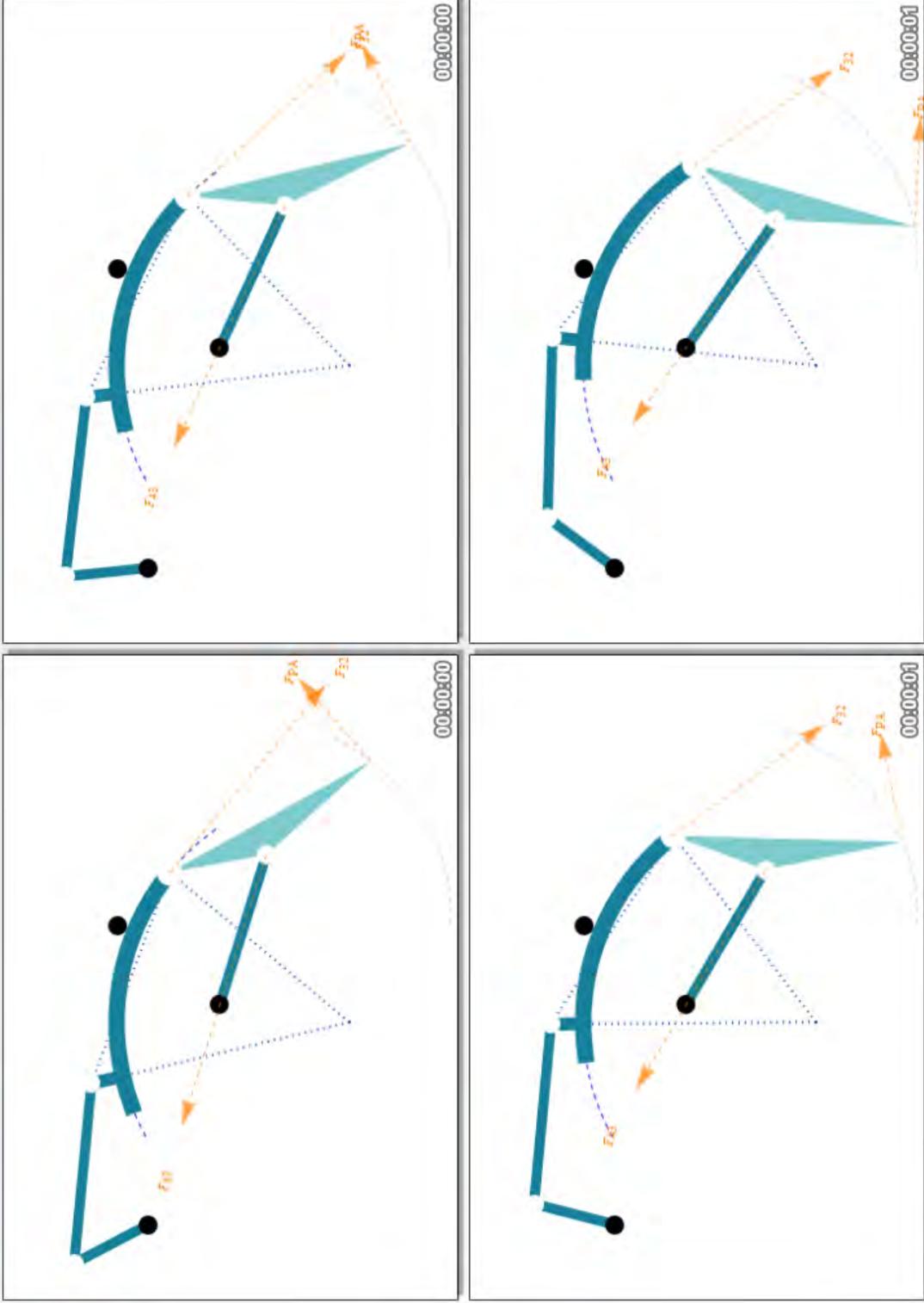


Figura 4.27: Fuerzas en el cuerpo 2



3

Figura 4.28: Fuerzas en cuerpo 3

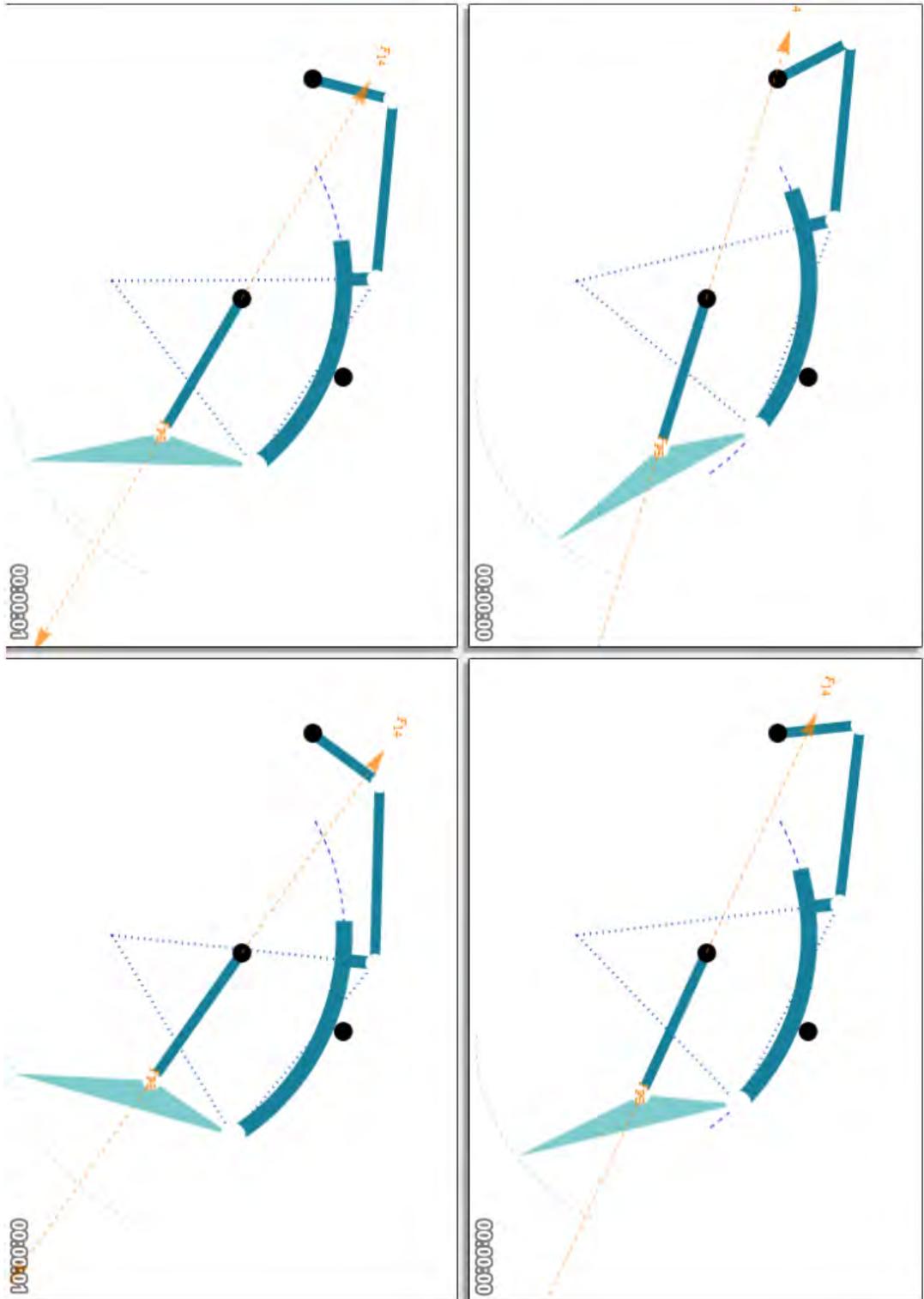


Figura 4.29: Fuerzas en cuerpo 4

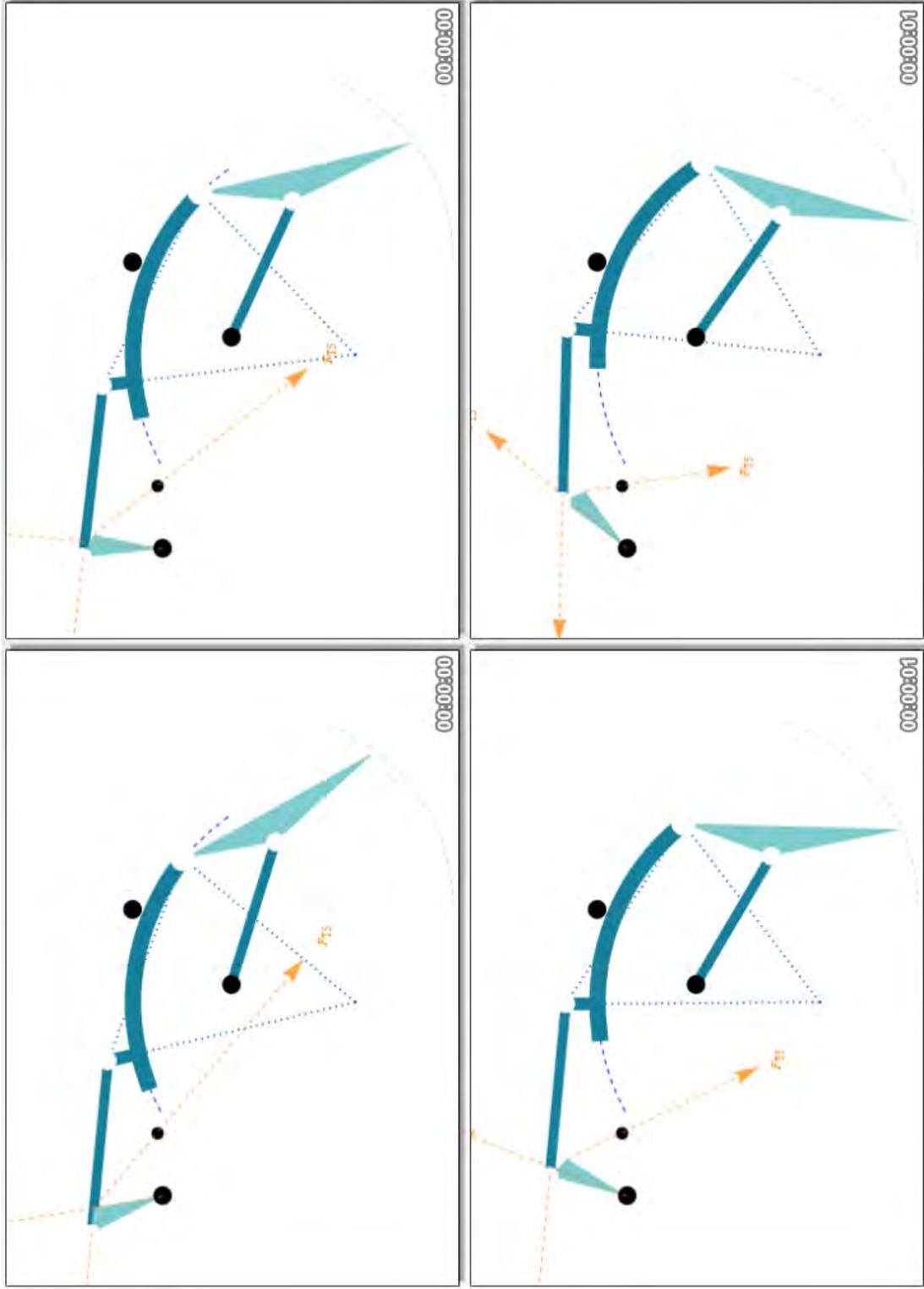


Figura 4.30: Fuerzas en cuerpo 5 .

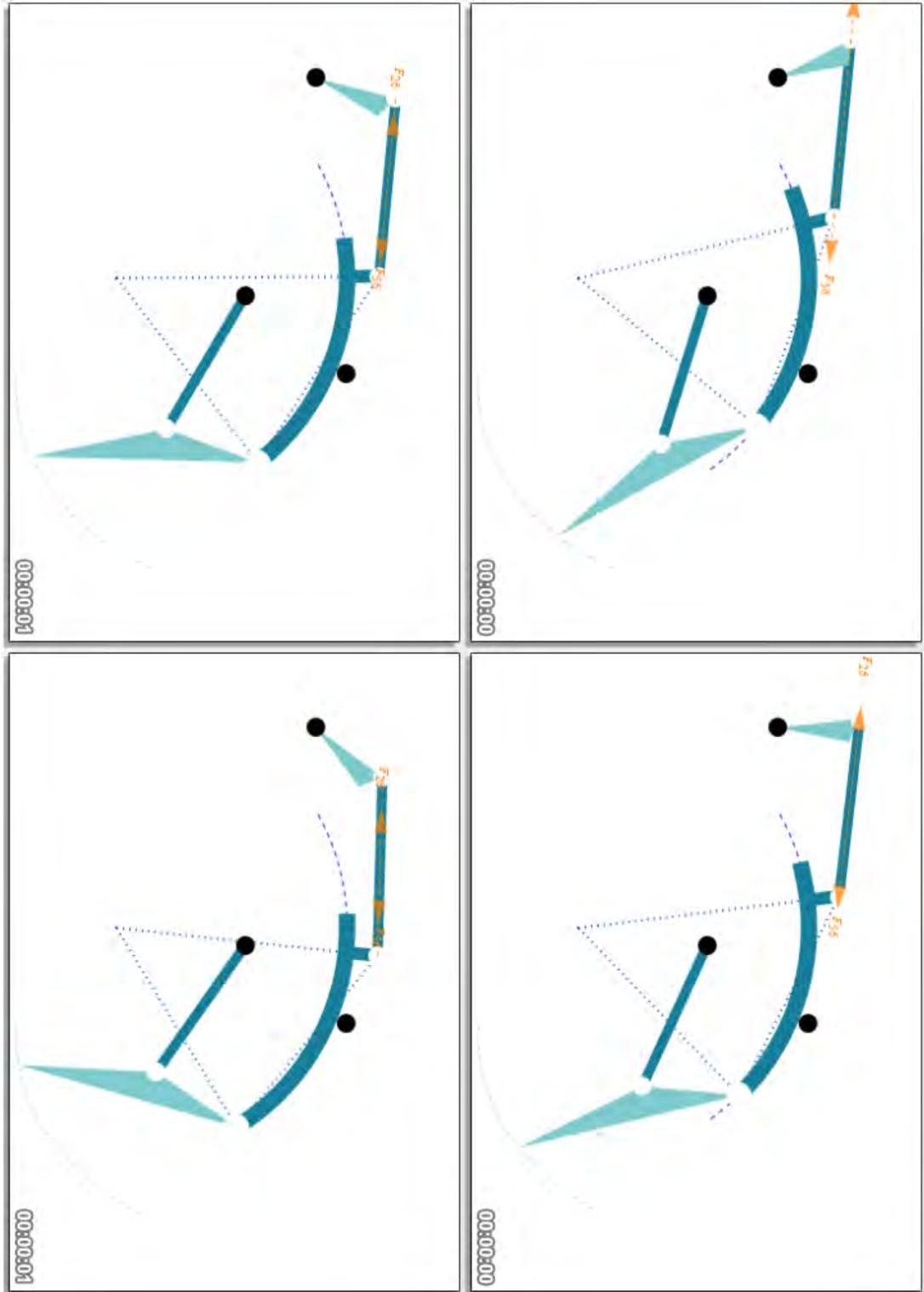


Figura 4.31: Fuerzas en cuerpo 6

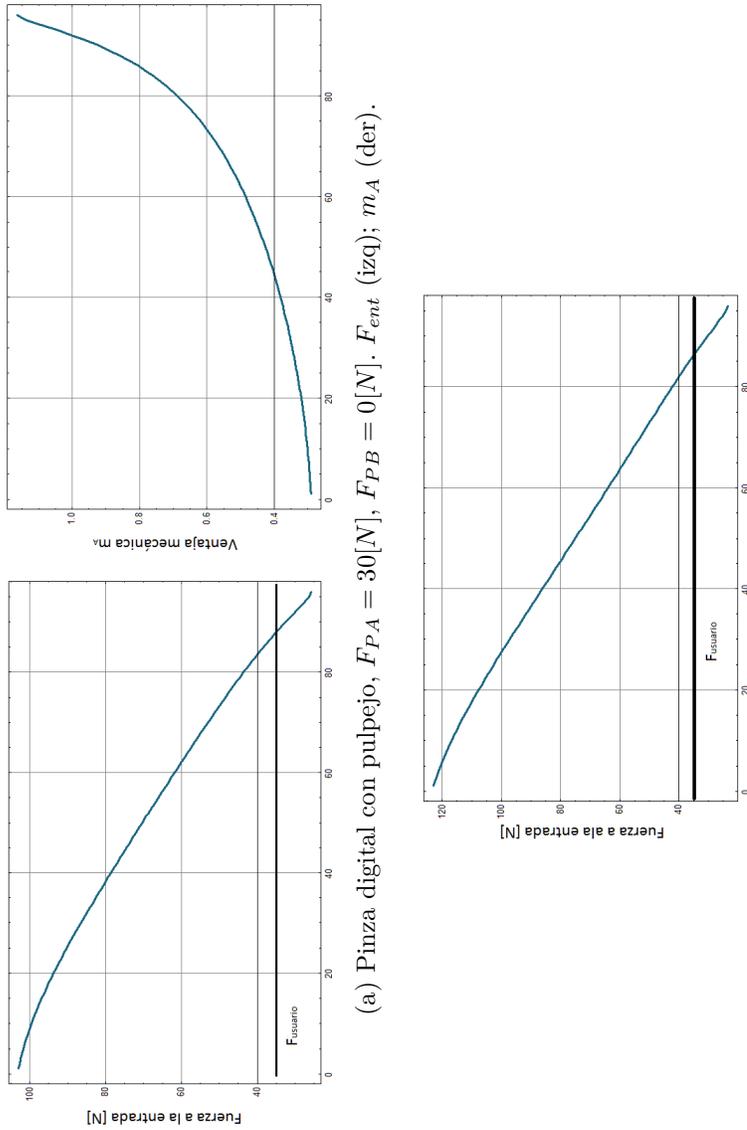


Figura 4.32: Comportamiento de las fuerzas y la ventaja mecánica con dos diferentes tipos de pinza (con-figuración NA).

$F_{PA}[\text{N}]$	$F_{ent}(max)[\text{N}]$
5	12
10	23
15	35
20	47

Cuadro 4.7: Relación F_{PA} , F_{ent}

4.6.2. Configuración NC

La configuración NC es semejante a NA, solo que carece de los cuerpos 5 y 6; las dimensiones de la tabla 4.6 también se conservan así como la definición de los vectores de ubicación de las fuerzas desde el MRL; las ecuaciones correspondientes son (ver figuras 4.25, 4.24, 4.10b y tabla 4.6):

$$F_{62} + F_{12_a} + F_{12_b} + F_{32} = 0 \quad (4.22)$$

$$R_{12_a} \times F_{12_a} + R_{12_b} \times F_{12_b} + R_{32} \times F_{32} + R_{62} \times F_{62} = 0 \quad (4.23)$$

$$F_{43} - F_{32} + F_{PA} = 0 \quad (4.24)$$

$$R_{23} \times (-F_{32}) + R_{A3} \times F_{PA} = 0 \quad (4.25)$$

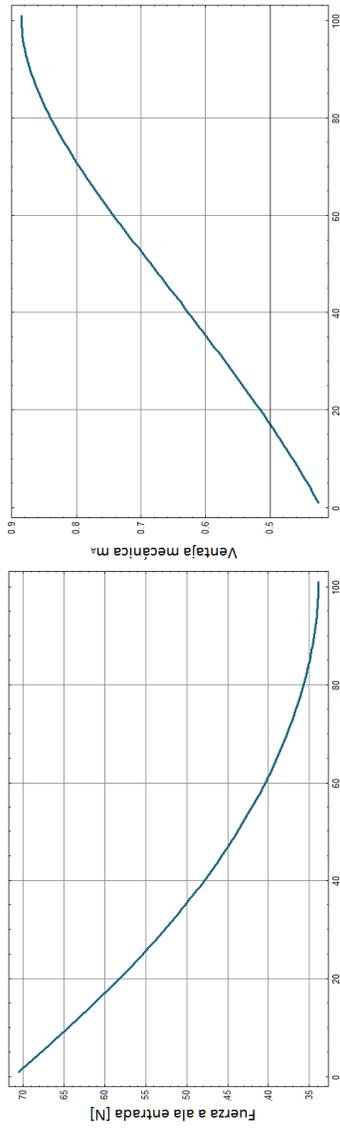
$$F_{14} + F_{PB} - F_{43} = 0 \quad (4.26)$$

$$R_{B4} \times F_{PB} + R_{34} \times (-F_{43}) = 0 \quad (4.27)$$

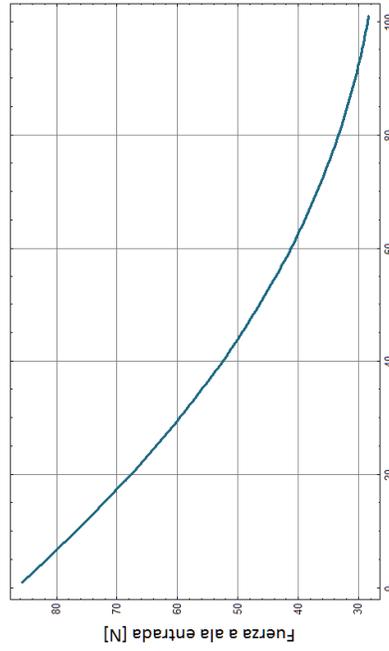
$$F_{12_a} \times R_{12_a} = 0 \quad (4.28)$$

$$F_{12_b} \times R_{12_b} = 0 \quad (4.29)$$

Éstas se resolvieron de la misma manera que para el caso NA. Las direcciones de los vectores de fuerza entre cada junta de los cuerpos 2, 3 y 4 resultaron tener un comportamiento muy similar al de las figuras 4.27, 4.28 y 4.29.



(a) Pinza digital con pulpejo, $F_{PA} = 30[N]$, $F_{PB} = 0[N]$, F_{ent} (izq); m_A (der).



(b) Pinza en puño. $F_{PA} = 45$, $F_{PB} = 23$. Fuerza necesaria F_{ent}

Figura 4.33: Comportamiento de las fuerzas y la ventaja mecánica con dos diferentes tipos de pinza (configuración NC)

También se graficó F_{ent} (la cual debe ser menor o igual a $F_{usuario}$), para dos casos de combinación de fuerzas (de la tabla 4.4), m_{Areal} se muestra sólo para la pinza digital con pulpejo. No se realizó ningún análisis de ventaja mecánica para la combinación de fuerzas F_{PA} y F_{PB} dado que no se supuso criterio alguno para tratar los casos combinados.

De las gráficas 4.33a y 4.33b se observa que la máxima fuerza necesaria F_{ent} es menor en todos los casos para la configuración NC. Ésto representa una ventaja, sin embargo no hay que olvidar que esta configuración carece de un sistema de autobloqueo (lo que idealmente significa $m_A \Rightarrow \infty$), debido a que esta configuración solo depende de una liga para actuar el mecanismo durante el cierre de los dedos. Lo anterior significa que la fuerza de sujeción dependerá del módulo de elasticidad de la liga.

4.7. Análisis por elemento finito

El análisis por elementos finitos (FEA por sus siglas en inglés, Finite Element Analysis) es una técnica de simulación por computadora. Habitualmente, esta técnica es muy utilizada en el ámbito de la ingeniería debido a que muchos problemas físicos de interés se formulan mediante la resolución de una ecuación diferencial en derivadas parciales, a partir de cuya solución es posible modelar dicho problema. (transmisión del calor, electromagnetismo, cálculo de estructuras, etc). Esta técnica se encuentra automatizada en las herramientas soen la corredera circularftware comerciales, llamadas herramientas de análisis por elementos finitos [50].

Consiste en dividir la geometría, en la que se quiere resolver una ecuación diferencial de un campo escalar o vectorial, en pequeños elementos (elementos finitos). El conjunto de elementos finitos forma una partición del dominio denominada *discretización*. Dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos representativos llamados *nodos*. El conjunto de nodos, considerando sus relaciones de adyacencia, se llama *mall*. De esta manera, los cálculos se realizan sobre una malla de nodos, que sirven a su vez de base para la discretización del dominio en elementos finitos. La generación de la malla se realiza usualmente con programas especiales llamados generadores de mallas en una etapa previa a los cálculos que se denomina pre-proceso.

El conjunto de relaciones entre el valor de una determinada variable y los nodos, se puede escribir en forma de sistema de ecuaciones lineales (o linealizadas). La matriz de dicho sistema de ecuaciones se llama matriz de

rigidez del sistema. El número de ecuaciones de dicho sistema es proporcional al número de nodos.

Las aplicaciones más avanzadas usan métodos que evalúan la calidad del resultado de la simulación (basados en la teoría de estimación de error) y modifican la malla durante la ejecución intentando alcanzar un resultado más próximo a la *solución exacta* del problema, i.e. *métodos adaptativos*. Como resultado del uso de dichos métodos, es posible disminuir los costos de memoria y el tiempo de cálculo. Las técnicas de adaptación de malla más populares son:

- Mover los nodos de las mallas (R-adaptivity)
- Refinando o engrosando los elementos donde se detecte mayor concentración de esfuerzos (H-adaptivity)
- Cambiando el orden de las funciones base que describen cada elemento, normalmente polinomios (P-adaptivity)
- Cualquier combinación entre los anteriores (HP-adaptivity)

Explicado lo anterior, el diseño de las piezas de la ortoprótesis se sirvió de este método para localizar las zonas más críticas de las piezas más frágiles (las que mostraron falla durante la prueba de los prototipos):

Una vez definidas las fuerzas que existen entre cada cuerpo del mecanismo (tanto la configuración NA, como NC), se procedió a ubicar sus máximos valores, éstos significan las situaciones de mayor esfuerzo en cada cuerpo¹⁴. Posteriormente, se procedió a analizar las piezas y se identificaron aquellas con más riesgo de falla (piezas críticas). Para ello se usó el *análisis adaptativo* del módulo *Generative Structural Analysis* de CATIA V5R19®, (H-method)¹⁵. El mallado se constituyó de elementos tetraédricos parabólicos de diez nodos, i.e. diez ecuaciones por cada elemento de malla (ver figura 4.34). La especificación de ésta se definen en la guía de referencia de CatiaV5 R19® [50].

¹⁴Se decidió trabajar con un factor de seguridad de 2, por lo que tales valores se duplicaron

¹⁵Método-H: La malla es selectivamente refinada de tal forma que se cumpliesen los resultados objetivo. Los criterios de refinado de malla se basan en una técnica llamada estimación de error, que consiste en determinar la distribución del campo de estimación de error local para un caso estático dado.

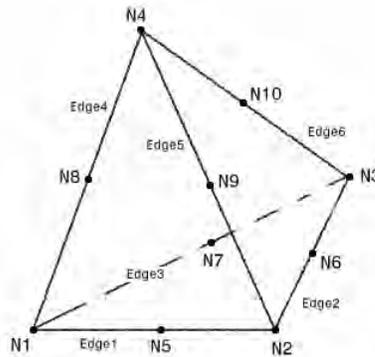
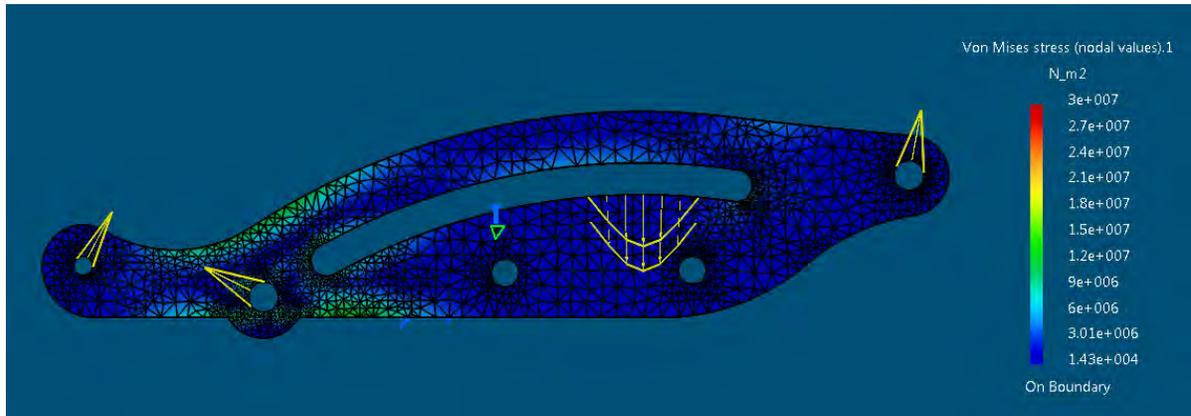


Figura 4.34: Elemento tetraédrico parabólico, [50]

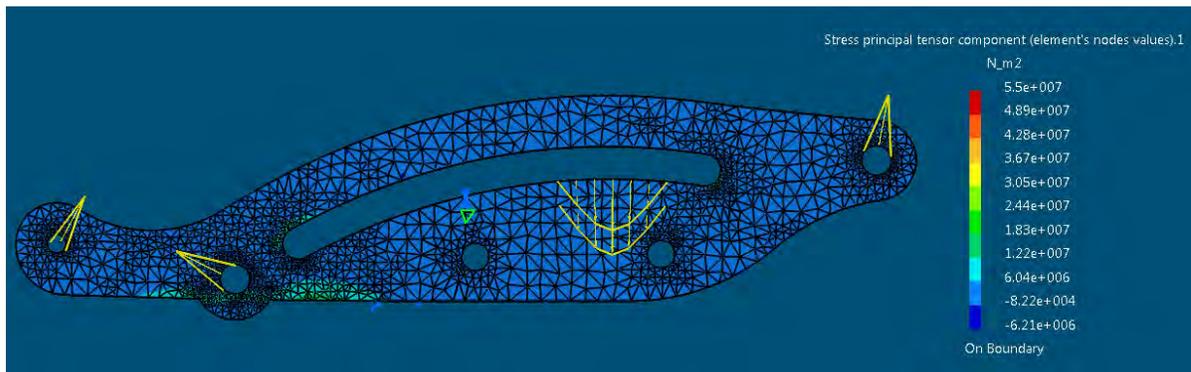
Cabe aclarar que las piezas que mostraron defectos estructurales tras las pruebas del tercer prototipo fueron las mismas a las que se les consideró como críticas y son las que se presentan aquí: la base de la corredera (tanto NA como NC) y el balancín de entrada.

El material simulado fue acrílico moldeado [57, 58], el cual se considero como isotrópico para simplificar el análisis. En tablas (MatWeb, [59]), éste tiene un esfuerzo de cedencia σ_Y , de 71 MPa y un módulo de elasticidad E, de 2.76 GPa.

Cabe recordar que los criterios de falla son usados para determinar los esfuerzos estáticos permisibles en las estructuras o componentes y usan diversas formulaciones, dependiendo del tipo de material que se utiliza (frágiles o dúctiles). Por tanto, en primera instancia se consideró usar el criterio de la energía máxima de distorsión o de Von Mises (para materiales dúctiles); sin embargo, se observó que el acrílico falla más como un material frágil (presenta un esfuerzo ultimo σ_U , de 73Mpa, muy cercano a su esfuerzo de cedencia σ_Y), por lo que se decidió aplicar el criterio de los esfuerzos normales máximos o de Rankine (para materiales frágiles). Las imágenes presentadas corresponden a la distribución de Von Mises (fig. 4.35a) y la de los esfuerzos normales máximos (fig. 4.35b); se puede observar que el segundo arroja resultados más elevados bajo las mismas circunstancias de carga (las flechas y parábolas amarillas denotan la cantidad y dirección de las cargas; las cruces azules denotan la zona fija donde habrá reacciones).



(a) Comparación con Von Mises



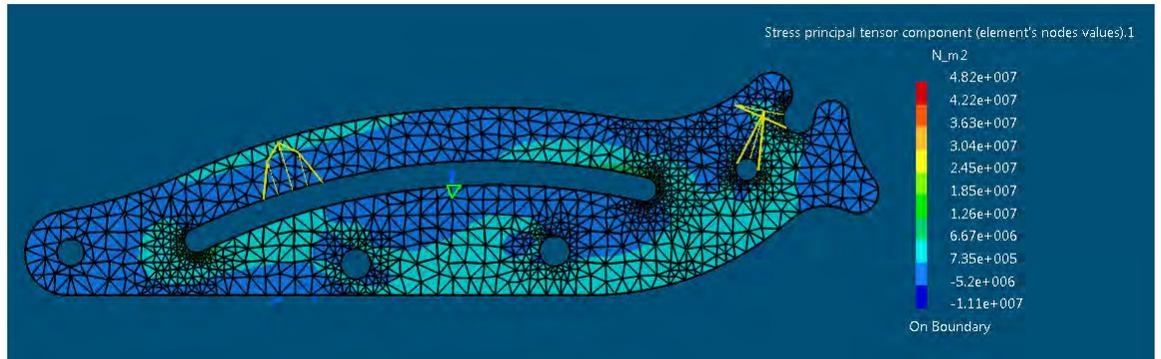
(b) Esfuerzos principales máximos

Figura 4.35: Criterios de falla y análisis de la base de la corredera

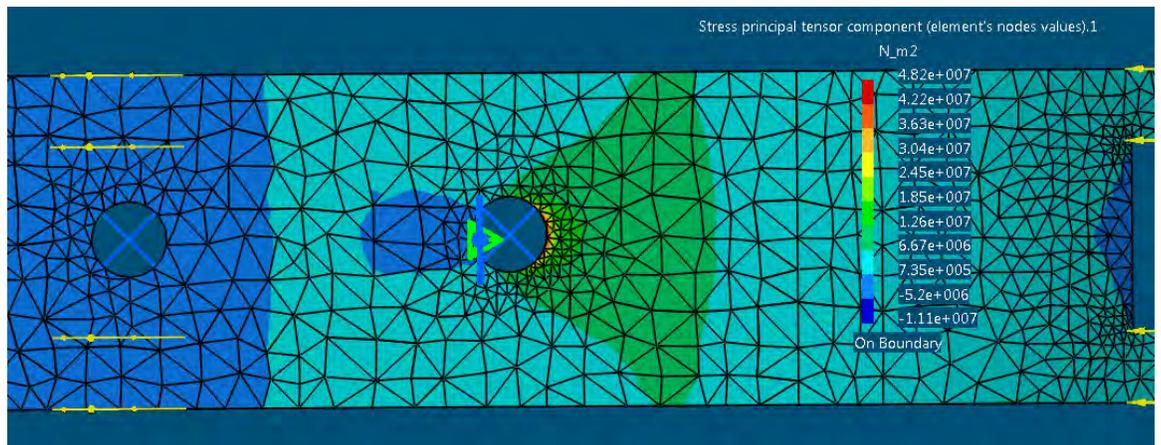
Base de la corredera, configuración NA

Como ya se mencionó, se usó el método *adaptativo-H*; este se dejó de iterar hasta obtener una estimación de error de 1.8%. El tamaño mínimo de la malla obtenido fue de 0.4 mm. Las cargas aplicadas fueron: $F_{12_b} = 27\text{N}$, $F_{12_a} = 2\text{N}$, $F_{15} = 37\text{N}$ y $F_T = 80\text{N}$ ¹⁶ (ver figura 4.27). El esfuerzo máximo se detectó en el barreno frontal de la base, justo donde se une con la férula de polipropileno, sin embargo su valor no superó el esfuerzo de cedencia del

¹⁶Se aplica $F_{T5} = 40$ sobre el perno que redirige el cable, como funciona de polea, dicho valor se duplica. El agujero que resiste la carga es el segundo de izquierda a derecha de la figura 4.35a.



(a) AEF de la base de la corredera, configuración NC.



(b) Mayor concentración de esfuerzos en la base de la corredera

Figura 4.36: AEF de la base de la corredera, configuración NC.

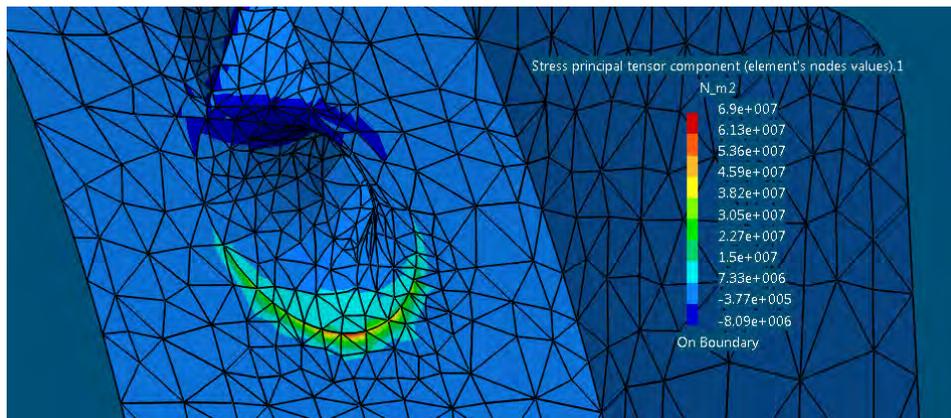
acrílico (55 MPa). También se observó que existe una alta concentración de esfuerzos cerca de la parte inicial de la corredera, donde tiene reacción el cable de transmisión (fig 4.35b).

Base de la corredera, configuración NC

Se dejó iterar hasta obtener una estimación de error de 1.6 %. El tamaño mínimo de malla fue de 0.4 mm. Las cargas aplicadas fueron $F_{12_a} = 8\text{N}$, $F_{12_b} = 23\text{N}$ y $F_T = 98\text{N}$. Se observó una alta concentración de esfuerzos justo donde tiene reacción la fuerza F_{12_b} (figs 4.36a y 4.36b), sin embargo estos no llegaron a un valor crítico (25 MPa).



(a) AEF del cuerpo 5, con dirección de cargas (flechas amarillas)



(b) Mayor concentración de esfuerzos en el canal se sujeción del cable

Figura 4.37: AEF del cuerpo 5

Balancín de entrada

Se dejó iterar hasta obtener una estimación de error de 4%. El tamaño mínimo de malla fue de 0.4 mm. Las cargas aplicadas fueron $F_{65} = 45\text{N}$, $F_{15} = 30\text{N}$ y F_{T5} se modeló como la reacción de la tierra. Esta pieza resultó ser la más crítica del mecanismo (configuración NA), ya que las restricciones dimensionales del diseño no permitían muchos cambios y los resultados del

análisis fueron demasiado justos, como conclusión se recomienda fabricar esta pieza en otro material (figs. 4.37a y 4.37b).

Capítulo 5

Prototipos, pruebas y resultados

En este capítulo se explican los diferentes métodos usados para la fabricación de las piezas del mecanismo, en sus dos configuraciones (NA y NC). Los planos pueden encontrarse en el apéndice C; en tanto aquí se explica el proceso de construcción, el cual consistió de:

- Corte láser CNC de las piezas del mecanismo
- Maquinado manual
- Procesos artesanales de termoformado y costura

5.1. Corte CNC laser.

El corte láser es una herramienta de precisión, fácilmente ajustable y que no requiere contacto mecánico con la pieza de trabajo. Éste es empleado para cortar piezas de chapa y se caracteriza en que su fuente de energía es un láser que concentra luz en la superficie de trabajo, por tanto se vuelve un proceso rápido y silencioso.

Entre las principales ventajas de este tipo de fabricación se puede mencionar que no es necesario disponer de matrices de corte además de que permite efectuar ajustes de silueta, por lo que es posible cortar prácticamente cualquier figura plana. Para destacar, como puntos desfavorables, se puede

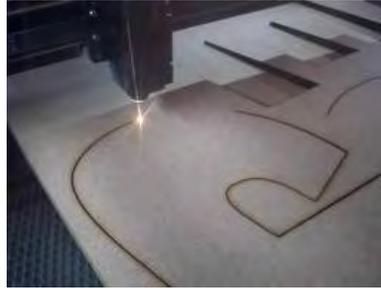


Figura 5.1: Corte láser

mencionar que este procedimiento requiere una alta inversión en maquinaria y cuanto más conductor de calor sea el material, mayor dificultad habrá para cortarlo. Por otro lado, las piezas a trabajar se prefieren opacas y no pulidas. Los espesores más habituales varían entre los 0,5 y 6 mm para acero y aluminio, y de 0.5 a 20 mm para plásticos de baja densidad; las potencias oscilan entre 1000 y 5000 watts.

El acrílico es un material predilecto para dicho proceso, por lo que este se usó como material de fabricación en la mayoría de las piezas del mecanismo de la ortoprótesis.

Como cualquier proceso de maquinado, primeramente se requirió la información de corte; esto es, la forma y dimensión de las piezas, así como la velocidad de la herramienta de trabajo; la cual se obtuvo de los, llamados, archivos vectoriales (planos en vista frontal de las piezas). Específicamente la máquina, CAMFive® CFL-CMA6040K, que es la cortadora que se usó, requirió que dichos archivos tuviesen los siguientes formatos: DWG (AutoCAD Drawing Database) o DXF (Drawing eXchange File).¹

El lector puede advertir que prácticamente todas las piezas del mecanismo descrito en el capítulo cuatro son planas². Ésto, no es si no un acondicionamiento o prevención del diseño en cuanto a su maquinabilidad, fabricación y reproducción. Gracias lo anterior, el proceso de ensamble se hizo mas sencillo. Así, pues, la manufactura se redujo a cortar los perfiles dibujados en CAD y

¹Contando con lo anterior, el procesador de la maquina CNC, dirige los motores de un sistema XY para posicionar la punta del cañon en donde sea necesario. No obstante, el rayo elimina alrededor de 0.1 mm del material; lo que significa que desde el centro corte se deben considerar $50\mu m$ de espacio, los cuales se perderán.

²Gracias a dicho enfoque fue posible la fabricación de varios prototipos, lo que ayudó a dar rápidamente idea tanto del potencial como de los defectos de las configuraciones mecánicas de los prototipos dos y tres.



Figura 5.2: Perfiles de corte del mecanismo NA

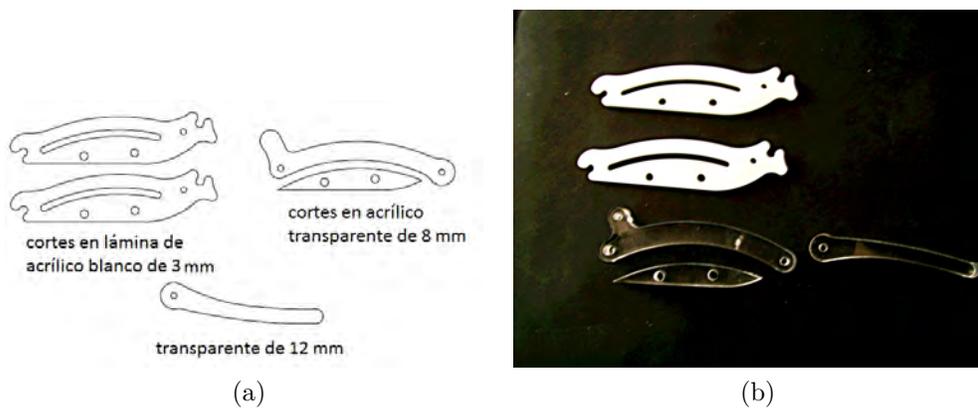


Figura 5.3: Perfiles de corte del mecanismo NC

a ensamblar las piezas resultantes mediante pernos y pasadores de presión (a excepción de algunas piezas que necesitaron de alguna ranura que debía ser fresada manualmente, o una rosca que debe ser barrenada y posteriormente machuelada).

En la figura 5.2 se presentan los perfiles de los cortes; requeridos para fabricar las piezas de la configuración NA. Debe saberse que la punta del cañón sigue exactamente los perfiles del dibujo, por lo que éstos se organizaron, tal



Figura 5.4: Juntas roscadas



Figura 5.5: Piezas que conforman la base de la corredera

como se ve, para economizar en espacio y material

En la figura 5.3 se presentan los mismos perfiles para los cortes que requiere la configuración NC.

Una vez cortadas las piezas se procedió a ensamblarlas:

Las juntas mecánicas (revolutas) como la que se muestran en la figura 5.4 debieron hacerse mediante un perno roscado.

Por otro lado, tanto en la configuración NA, como en la configuración NC, la base de la corredera se conformaron a partir de 3 piezas (figura 5.5), éstas se ensamblaron mediante un par de pernos que se ajustan a presión; se usó un adhesivo de cianoacrilato para reforzar la unión.

El ensamble al chicote, del sistema de transmisión, se hizo mediante argollas y retenes, tal como se observa en la figura 5.6.

5.2. Sistemas auxiliares

Los sistemas auxiliares como TG, SA y SO se fabricaron mediante técnicas artesanales. De hecho, la fabricación de las férulas consistió en obtener primero un duplicado en yeso del antebrazo, la muñeca y la mano (sin los dedos). Posteriormente se termoformó una lámina de polipropileno sobre el

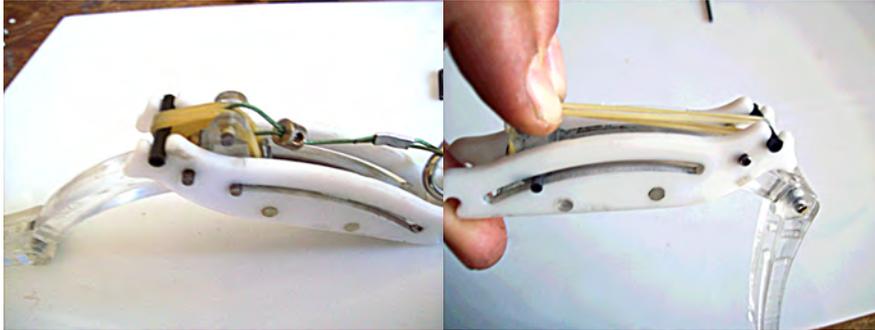


Figura 5.6: Configuración NC. Modo de sujeción de la liga y el cable de transmisión.



Figura 5.7: Duplicado del antebrazo y palma de la mano en yeso (izq); Poli-propileno termoformado sobre el duplicado (der).

duplicado; e inmediatamente después, dicha lámina, se corto al tamaño requerido.

Después, la lámina de polipropileno del antebrazo se enfundó en neopreno para evitar rozaduras en la piel del usuario. Para esto se mandó cocer un guante sobre el que se pudiese introducir el alma de polipropileno; se le hicieron algunas ranuras para poder fijar el mecanismo y el sistema de oposición del pulgar.

El chaleco y el sistema de suspensión del antebrazo se cocieron en neopreno y loneta de algodón a la forma y ancho del cuerpo del usuario (fig. 5.9).



Figura 5.8: Guante del tercer prototipo.

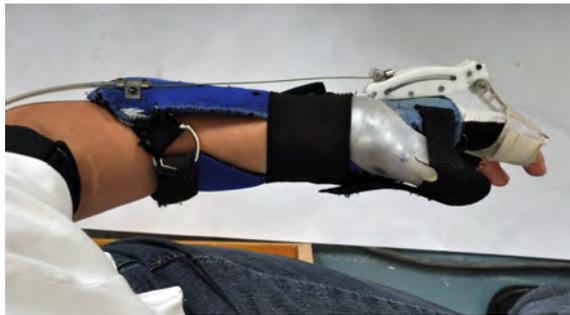


Figura 5.9: Vista lateral de uno de los prototipos (versión diferente del guante).

5.3. Descripción del prototipo

Los prototipos son una representación limitada de un producto, permite a los diseñadores e ingenieros, probarlo en situaciones reales o explorar su uso, creando así un proceso de iteración que genera calidad.

El prototipo explicado aquí corresponde al de la tercera iteración.

- Intenciones del prototipo
 - Probar una configuración que disminuye las dimensiones y piezas del dispositivo
 - Enfocar los esfuerzos de diseño a un solo dedo.
 - Resolver los problemas del segundo prototipo, conservando el mismo concepto de solución (mecanismos eslabonados).

- Evaluar la fuerza de prensión.
- Observar la interacción entre el usuario y el dispositivo.
- Identificar las variables críticas para el funcionamiento del sistema.
- Conceptos de solución
 - Se probaron los conceptos 3.4.3-3, 3.4.4-1, 3.4.4-2, 3.4.5-2, 3.4.9-4.
 - Se implementó un mecanismo inspirado en una de las soluciones propuestas para el prototipo pasado, i.e. la corredera circular.
- Observaciones
 - La distancia máxima con respecto a la mano se disminuye a menos de tres centímetros. No es necesario extender el brazo de palanca dado que se aprovecha el ángulo de transmisión.
 - El número de piezas principales disminuye a tres.
 - Los dedos ahora se sujetan implementando el concepto de solución 3.4.9-4 y 3.4.9-5.
 - Para este prototipo se decidió flexionar el dedo índice y el medio juntos.
- Problemas no anticipados (tras las pruebas).
- Dados los esfuerzos de la prensión, el acoplador, cuerpo [3] del mecanismo, se desajusta fácilmente. Ésto impide asir firmemente los objetos.
 - Causa:
 - El acoplador se compone de la segunda falange y una pieza rígida unidos mediante una cinta. La cinta se deforma.
 - Posibles soluciones:
 - Aumentar el ancho de la cinta.
 - Aumentar la resistencia de la junta entre entre la corredera y el acoplador.
- Hay ligeros desajustes donde se sujetan los dedos. Tras varios ciclos de prueba con el usuario. Los dedos se sueltan.

- Causa:
 - El dedo suda y se resbala de las cintas debido a la dirección de los esfuerzos presentes.
- Posibles soluciones:
 - Usar dedales
 - Usar un atrapadecos
 - Mejorar el sistema anterior, haciendo las piezas a molde y con materiales transpirables.
- Algunas zonas de la mano siguen presentando lesiones después usar la ortoprótesis.
 - Causa:
 - Presión excesiva
 - Posibles soluciones:
 - Usar un guante con forro de mayor grosor (3 mm)
 - Distribuir las cargas entre más elementos. Usar mas dedos, es decir, retomar el diseño sobre toda la mano, ya que si se distribuye la fuerza de carga en los cuatro dedos y hay mas puntos de contacto con el objeto sujetado, habra menor presión sobre éstos.

5.4. Pruebas

A continuación se explican los ensayos que se le pidió realizar al futuro usuario del dispositivo, éstos sólo fueron registrados para la configuración NA:

- Tiempo de instalación
Se presentó al usuario el dispositivo y se le enseñó como ponérselo (fig 5.10). Posteriormente se le pidió hacerlo por su propia cuenta, mientras se registró el tiempo de instalación, el cual fue de 2 min. 15 seg.
- Lesiones cutáneas después de uso (adaptabilidad).



Figura 5.10: Instalación del dispositivo.

Tras retirar el dispositivo, se realizó una exploración visual para detectar las partes que presentaban marcas por presión (fig. 5.11); éstas se detectaron en las siguientes zonas:

1. Prominencia de la articulación MCP del pulgar
 2. Pliegues de la articulación PIP
 3. Pliegues de la articulación DIP
 4. Cara posterior de la muñeca, cerca de la prominencia de la cabeza cubital.
 5. Cara anterior y proximal del antebrazo.
- Flexoextensión del dedo y facilidad de uso
 - La flexión del dedo es la función más importante, Por tanto se registraron los verdaderos ángulos de flexión en las juntas interfalángicas, éstos fueron: MCP $\approx 28.5^\circ$ y DIP $\approx 72.5^\circ$ ³.
 - Fuerza de prensión

³Los valores variaban dependiendo de que tan ajustado estaba el acoplador al dedo.

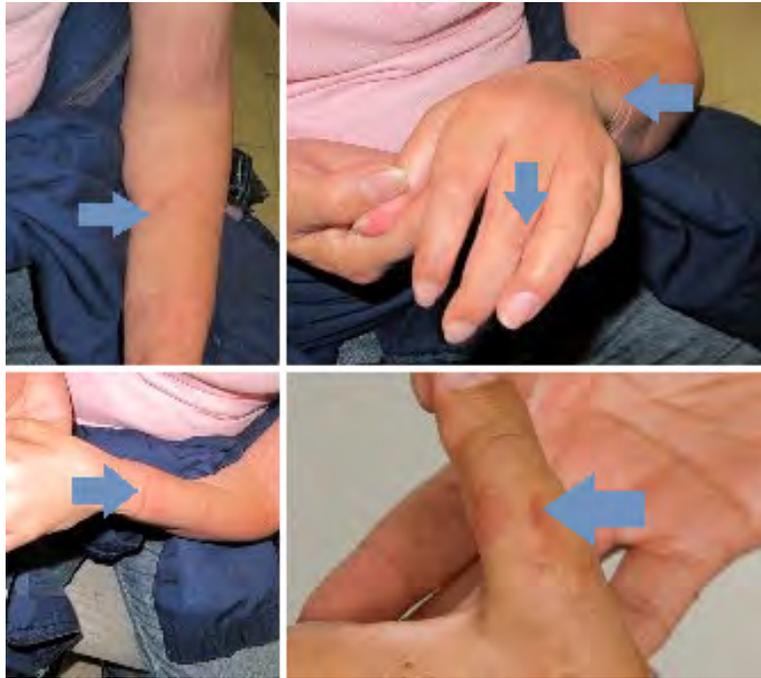


Figura 5.11: Lesiones dérmicas posterior al uso de la ortoprótesis.

Número de figura	Objeto Prensado	Peso	Grosor del objeto*
1	Desarmador de bolsillo	≈30g	2cm
2	Frasco de especias	≈130g	5.3cm
3	Frasco de aceite	≈50g	2.5cm
4	Juego de desarmador y cabezas	≈200g	5cm

Cuadro 5.1: Objetos prensados y su peso aproximado.*El grosor de la pinza

- Ya que la fuerza de presión no se podía medir directamente, se realizó una sencilla prueba donde se pidió al usuario levantar cuatro objetos diferentes. Primero se pidió al usuario asir los mismos sin ayuda de la ortoprótesis; luego se le pidió repetir la acción con la ortoprótesis instalada. Posteriormente se registró el peso de estos objetos (ver fig. 5.13a y tabla 5.1).
- Como prueba emergente se practicaron pequeños *golpeteos*, lo que evidenció que la pieza estaba bien sujeta (fig 5.13b).

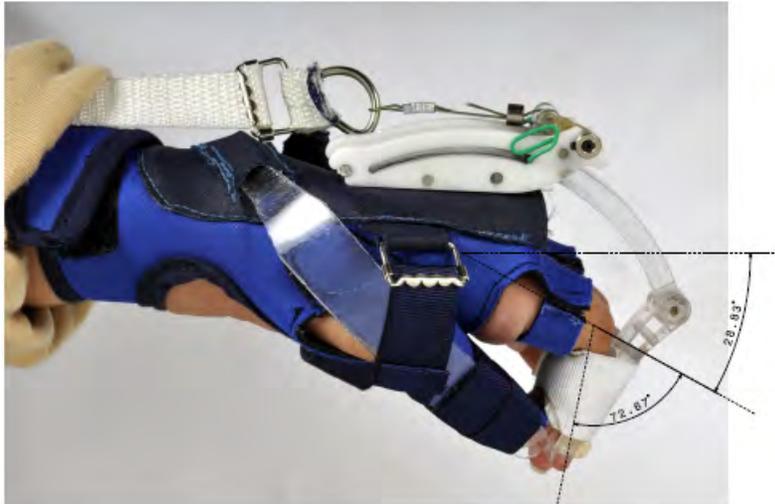
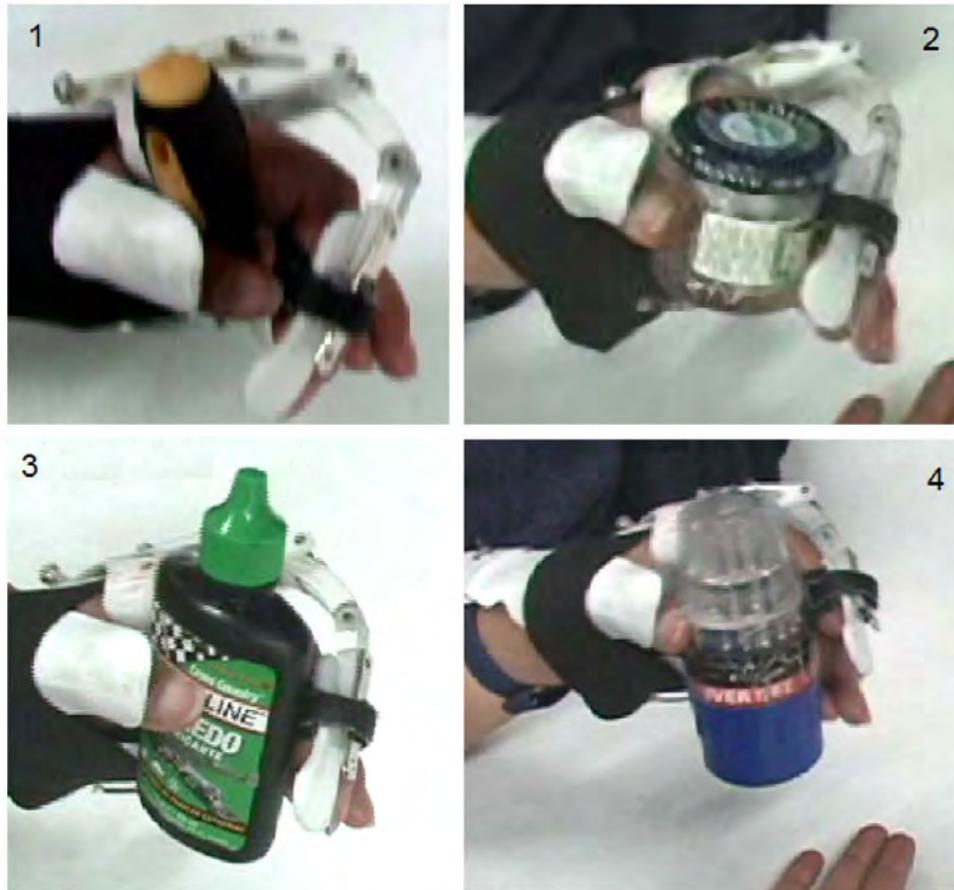


Figura 5.12: Ángulos de flexión verdaderos.

■ Funcionalidad

- Se montó el mecanismo en varios voluntarios para observar las diferencias en cuanto al funcionamiento. Se observó que los ángulos de flexión de las juntas MCP y PIP seguían conservando los valores suficientes como para producir la presión de objetos ligeros, tal como los que se mencionan en el punto anterior; no obstante, valores variaban radicalmente, dependiendo del tamaño de los dedos, así como el ajuste que se le diera a la base de la corredera. Cabe aclarar que dicha prueba fue de tipo cualitativo. Como trabajo futuro podría realizarse un análisis cuantitativo de esta característica (de la misma forma en que lo plantean Lenny Lucas, Matthew DiCicco y Yoky Matsuoka [21] en las pruebas de su dispositivo).



(a)



(b)

Figura 5.13: Objetos prensados con ayuda de la ortoprótesis

Capítulo 6

Conclusiones y trabajo a futuro

Esta tesis consistió en el planteamiento, diseño conceptual, configuración y detalle, así como del prototipado de un nuevo sistema ortoprotésico capaz de asistir la prensión en personas con parálisis braquial. El enfoque de su funcionamiento vira hacia el ejercicio de la propia mano paralizada mediante la intervención de ésta en las actividades de la vida diaria. Específicamente, la flexión y la extensión de los dedos (i.e. articulaciones MCP y PIP) y el provecho que se obtiene de éstos para constituir un mecanismo especializado a la prensión, es la idea principal sobre la cual, se constituye el trabajo. La meta fue la satisfacción de todos los requerimientos demandados por el cliente (listados en el capítulo dos) así como la práctica de los principios de adaptabilidad y eficiencia, mencionados en la introducción.

No obstante, a pesar de los progresos reportados, la ortorprotésis debe ser ampliamente evaluada en su funcionamiento y adaptabilidad (a largo plazo) para poder hablar de un resultado contundente. En tanto, se listan aquí las principales conclusiones del proyecto:

1. Los casos de parálisis braquial (parálisis de Erb o parálisis de Klumpke) son cuadros médicos poco atendidos por la ortopedia, debido a su escasa ocurrencia. Antes que nada, se exhorta a los investigadores a profundizar en tales problemas, los cuales poseen un gran potencial de desarrollo¹. Combatir las secuelas de este tipo de parálisis no es una tarea fácil; se está tratando de movilizar un tejido, vivo², que requiere de

¹Como tratamiento alternativo (en el extranjero) a dichos padecimientos se puede consultar el dispositivo llamado *NESS H200* [32]; no obstante, la mayoría de los exoesqueletos, expuestos en el estado del arte (sección 1.2), pueden adaptarse para tratar estas parálisis.

²En las pruebas realizadas no se observaron necrosis

un cuidado superior a lo que sería con una prótesis o una mano normal. Sumado a lo anterior, el cuerpo posee mecanismos de defensa, como la transpiración, que dificultan aún más el uso de aparatos externos.

2. La acumulación de líquido (se observa como una hinchazón del miembro afectado) en los dedos inmovilizados es otra característica que dificulta la adaptación de cuerpos externos. No obstante, ésta desventaja desaparece tras movilizar los dedos (se llegó a ver que después de cierto tiempo de uso del dispositivo, éste síntoma disminuye drásticamente).
3. El espacio disponible para la instalación de la ortoprotésis también se torna en una severa problemática de diseño. Además, al tratar de evadir dichas limitaciones de espacio, normalmente se incurre en la restricción de otras funciones naturales del cuerpo. Por tanto, un objetivo, aún muy lejos de cumplir, es la ausencia de efectos colaterales (evitar que el usuario se sienta invadido o atrapado).
4. La fuerza de prensión se convirtió en un requisito de gran importancia para el diseño de este dispositivo: esta debe ser tal que permita al usuario asir objetos con un peso mínimo necesario (se está hablando de ≈ 250 gramos en adelante) para que se pueda hablar de una mejoría en la calidad de vida. Para lograrlo, la cantidad de dedos que intervienen en dicha acción (entre más, mejor), así como la rigidez de los elementos que conforman la pinza, juegan un papel muy importante.
5. La forma que adopta la mano al asir un objeto es única (ver posición funcional y ahuecamiento palmar, sección 2.2); en ella intervienen el pulgar, la palma y los otros cuatro dedos, incluida una ligera extensión de la muñeca; sin embargo, la presencia de una varilla metálica en el cliente impidió contemplar tales posiciones para el diseño de la férula. Se sugiere evitar la implantación de este tipo de cuerpos en casos semejantes, a expensas de que se intente adquirir una posición más funcional.
6. Tras analizar las prensiones, citadas en el segundo capítulo, se concluyó que, en general, son dos los principios físicos mediante los cuales la mano sujeta las cosas: por contención y por fricción (y cualquier grado de combinación entre éstas).

- a) Al contener, la mano adopta una configuración tal que las fuerzas externas a vencer inciden directa y perpendicularmente sobre los dedos (radialmente sobre el eje longitudinal); en este caso, dichas fuerzas son el principal medio de prensión.
 - b) Si se sujeta por fricción, la mano y los dedos presionan la superficie del cuerpo, habitualmente con la palma y los pulpejos, hasta que la fuerza de fricción sea igual o mayor que la suma de las fuerzas externas a vencer (necesarias para que el cuerpo no resbale de la mano), dicha acción, no es tan directa como la contención, si no que, ésta se debe controlar y ajustar constantemente.
7. Tras el análisis y la comparación de la ventaja mecánica real y teórica del mecanismo en cuestión, se observó que es requerida mayor fuerza al tratar de flexionar el dedo desde una posición extendida. Si esto se realiza, habiendo adquirido las articulaciones MCP y PIP una ligera flexión, la fuerza necesaria se torna cada vez menor; hasta llegar a ser la ventaja mecánica cercana a la unidad, un buen valor para términos prácticos (al compararse con la ventaja mecánica de proporciona el sistema de tendones en una mano normal, Nordin [30]).
8. Como se observa en los análisis del capítulo cuarto, la ortoprótesis siempre necesitará de una excursión y fuerza relativamente elevadas. Fue entonces que, para el diseño del mecanismo de flexoextensión se planteó la siguiente pregunta: ¿Hay manera de elevar la ventaja mecánica justo en la posición más útil (cuando se prensa el objeto)?; ésto con el fin de aprovechar lo mejor posible el trabajo disponible. De éste modo, se llegó a la conclusión de que la fuerza de prensión puede ser amplificada gracias a un fenómeno propio de los mecanismos eslabonados, llamado agarrotamiento o autobloqueo; lo que permite lograr una elevada ventaja mecánica justo en la posición para la cual se desea asir el objeto.
9. Debido a la complejidad sistémica de la mano en cuestión, se le dio prioridad a la construcción de prototipos. Éstos fueron un apoyo invaluable en la observación y corrección de varias funciones importantes (flexoextensión del dedo, embrace, amplificación...). Lo anterior ayudó a agilizar el proceso de mejorar las buenas ideas y desechar las malas, así como a encontrar soluciones, más sencillas, que solo pudieron ser

observadas a través de la práctica, como por ejemplo: la disposición de los pernos de retención de la corredera o la forma en que se fija la liga al cable de transmisión (configuración NC).

En contraste a lo que sucede con el entorno abstracto de un CAD, los fenómenos no previstos fueron rápidamente observados. Algunos de ellos fueron:

- a) Los dedos se sueltan o se desajustan en las zonas de embrace tras varios ciclos de prueba (abrir y cerrar).
 - b) Algunas zonas de la mano presentan lesiones cutáneas después de instalar la ortoprótesis.
 - c) Los mismos dedos se obstruyen entre sí al intentar cerrar la mano de un voluntario con parálisis braquial; en una mano común esto no sucede.
 - d) La instalación del dispositivo se dificulta para el usuario con parálisis braquial ya que él sólo dispone de su otra mano para hacerlo.
10. Durante el desarrollo de este proyecto se investigó e ideó un método, muy útil, para la síntesis de mecanismos, referido como GCP. Gracias a él fue posible observar la factibilidad de muy distintas configuraciones mecánicas, todas útiles para la flexión del dedo. De ellas, la *corredera circular* conformó la arquitectura general del mecanismo elegido, a la vez que resultó ser un componente clave para la actuación del mismo³. Es así que, dicho método, se propone como una nueva herramienta de trabajo, especialmente si se desea realizar una síntesis dimensional (sólo para mecanismos planos).
11. De los sistemas auxiliares se concluye que es perfectamente viable la idea de un cable de transmisión, de hecho es posible ajustar el sistema de arneses y guías, que dirigen al cable, de manera que se maximice su excursión, situación altamente deseable. Sin embargo, obtener e implementar tal configuración se torna en un proceso completamente

³Del mismo modo, mediante el ya mencionado método (GCP), fue posible diseñar una cadena de cuatro eslabones corredera-biela-balancín con la particular capacidad de autobloquearse. Lo anterior contribuyó a la idea de un dispositivo con la facultad de flexionar las juntas MCP y PIP, a la vez que se amplifica la fuerza de prensión, justo como se deseaba.

artesanal, único para cada persona, el cual requiere de la experiencia de un técnico especializado.

12. Del punto anterior, fueron probadas las dos modalidades del mecanismo de flexoextensión, NA y NC: la primera mostró tener gran fuerza de prensión; en contraste, su regulación (de fuerza) dependía más del elemento opositor, el pulgar. La segunda no proporciona una fuerza de prensión considerable, y al contrario de la primera, ésta se puede regular mediante las ligas que cierran el mecanismo. La configuración más funcional resultó ser la primera, es decir, NA.
13. La evolución de las fuerzas durante la prensión provoca ligeros desajustes en los componentes dedicados al embrace de los dedos o de la mano. Como una de las funciones de la férula y el guante es unir el mecanismo de flexoextensión con la mano (proporcionar una tierra mecánica estable), en el diseño se debió considerar la magnitud y dirección de dichas fuerzas para reforzar aquellas partes que lo requirieran.
14. Como ya se mencionó, se usa una corredera circular para transformar una excursión lineal en el movimiento propio del dedo. Como consecuencia, se deben ajustar las dimensiones del segmento circular de la corredera que precisa cada línea digital⁴. No obstante, se ha llegado a ver que el mismo mecanismo es funcional tras instalarse en distintas manos.
15. Se eliminó la necesidad de sujetar el mecanismo de flexoextensión de la falange proximal, sin perder la funcionalidad de la prensión. En la falange proximal cruzan, desde la palma a la zona posterior-lateral de la junta PIP, las arterias colaterales digitales (sección 2.2), éstas se encargan de irrigar el resto del dedo. Se contempló lo anterior para evitar complicaciones circulatorias, ya de por sí, presentes en personas con parálisis braquial.
16. Es completamente viable la asimilación de la falange proximal y medial para el funcionamiento de la ortoprótesis; debido a la predominante inconsistencia de la estructura ósea en un usuario con parálisis braquial

⁴Como entrada a la síntesis son necesarios cuatro datos antropométricos y varios parámetros de diseño como los ángulos de flexión de las articulaciones, el separación máxima del dorso de la mano...

obstétrica, se pensaba que no era posible aprovechar los mismos dedos para conformar el mecanismo de flexoextensión. Contrariamente, esto resultó en un apoyo invaluable para el ejercicio de las articulaciones interfalángicas, sin que se perdiese la funcionalidad del dispositivo. Hasta el momento, el mecanismo diseñado no requiere de un ajuste a los centros de las articulaciones interfalángicas, si no que éstas, mientras conserven un mínimo de movilidad, marcan el comportamiento de la cadena cinemática⁵.

17. Por último, el dispositivo ortoprotésico desarrollado es resultado de la aplicación de teorías de diseño como QFD e ISQ. La primera sirvió para obtener una lista ordenada de las especificaciones de diseño, así como para advertir sobre los problemas a los que se enfrentaría el proyecto. La segunda se usó al desarrollar la tercera iteración del mecanismo de flexoextensión del dedo. Se concluye, así, que dichos métodos son una invaluable ayuda en el proceso de desarrollo de un producto con las características anteriormente citadas.

Trabajo a futuro

A continuación se exponen varias alternativas consideradas como desarrollos posteriores y que no fueron cubiertas por el proyecto:

1. Aunque se logró sintetizar, analizar, crear y probar un mecanismo con virtud de ser implementado en cada dedo de la mano, para efectos del trabajo, éste sólo se logró probar satisfactoriamente en los dedos índice y medio. Al observar sus características potenciales, es de esperar que en algún momento se le incluya en un dispositivo que contemple el resto de los dedos. Motivación a lo anterior es el hecho de que entre más dedos contribuyen a la prensión, las fuerzas se disponen más eficientemente, por ende reciben menos carga; dicho de otro modo, los esfuerzos se distribuyen sobre más elementos y se mejora la adaptabilidad del dispositivo.
2. Se debe realizar un análisis clínico de donde se concluya *el tiempo de uso*⁶ más adecuado (esto tiene relación con el ciclo de supercompen-

⁵Por otro lado, se disminuyó la complejidad del diseño (i.e. se reduce la cantidad de piezas), a la vez que, se mejoró la adaptabilidad del dispositivo.

⁶Mejorar la *adaptabilidad* del dispositivo puede prolongar dicha variable.

sación, capítulo 1). Dicho valor formará parte de las especificaciones finales del producto.

3. Los análisis de elemento finito fueron realizados para las piezas más críticas del mecanismo, no obstante, debe recordarse que uno de los eslabones es la misma falange proximal, lo que significa que también funciona como elemento de carga, y por consecuencia, para saber si el usuario resistirá o no las condiciones de trabajo⁷, se requiere un análisis de este tipo⁸. Ahora bien, de los estudios estáticos se observó que tales reacciones son paralelas al eje longitudinal, con la posible contribución de reacciones perpendiculares sobre la epífisis distal y la zona medial de la diáfisis (dependiendo del tipo de pinza); sólo hace falta conocer el comportamiento de dicha pieza, la falange proximal, bajo las condiciones de carga ya mencionadas.
4. El mecanismo sintetizado es completamente viable para su explotación en el campo de la tecnología háptica, una rama de la cibernética con gran auge en la actualidad. La asimilación de las juntas MCP y PIP en el diseño contribuye a potenciar estas posibilidades.
5. Del diseño propuesto para el sistema de suspensión del pulgar se encontró que es posible reproducir la oposición del mismo al imitar el funcionamiento de sus principales músculos aductores mediante tejidos, correas y bandas propiamente ubicadas. Es así como se propone el perfeccionamiento de este concepto mediante un diseño detallado de esta parte de la ortoprótesis.
6. El sistema de sujeción de los dedos se concluye como un caso no resuelto; al término de las pruebas, el constante desajuste de las piezas, debido a la falta de un buen sistema de sujeción al dedo, disminuyó ampliamente las capacidades del mecanismo. Por tal razón, el diseño de un anillo o dedal especializado para adaptar el mecanismo se propone como otro concepto que se debe detallar.

⁷Es de esperarse que un usuario normal advierta su incomodidad cuando se exceden las condiciones críticas de trabajo, sin embargo, la parálisis braquial normalmente se acompaña de insensibilidad en el miembro afectado, por lo que les es imposible retroalimentar este tipo de información.

⁸Se debe contar, mediante un estudio llamado *densitometría osea*, con el esfuerzo de cedencia de la estructura que conforma a la falange

7. La automatización del sistema de flexoextensión del dedo también se considera como trabajo a futuro. Actualmente la ortoprótesis es actuada mediante cables y arneses adaptados al usuario, sin embargo la posibilidad de sustituirlos por un sistema electromecánico es una alternativa muy atractiva.
8. La reducción dimensional de las piezas que constituyen el mecanismo también es una labor factible (dando posibilidad a adquirir un dispositivo cada vez mas pequeño, eficiente y adaptable); la geometría plana general, característica de todas las piezas del mecanismo, es un aspecto que simplifica dicha tarea.
9. Los costos totales del producto deben detallarse. Hasta el momento, la fabricación del guante, el sistema de tracción (cable-arnes) y el mecanismo, requieren de una inversión de alrededor de \$1,500 aproximadamente.

Apéndice A

ISQ

El tercer prototipo se apoyó en el método de diseño conocido como ISQ (Innovation Situation Questionnaire). Éste se basa en un cuestionario para impulsar la actividad creativa del diseñador. Cabe aclarar que no se respondió éste en su totalidad, si no, sólo la parte que permitiese evidenciar los principales problemas en cuanto al funcionamiento de la ortoprótesis (las respuestas se marcan en cursivas).

- Información acerca de lo que te gustaría implementar o crear
 - Nombre(s).
Ortoprótésis para miembro superior izquierdo; ortoprótésis para mano.
 - Función útil primaria del sistema
Soporte estructural de una mano.
Dar movimiento útil a una mano (que no se tiene de manera natural).
Flexoextensión de los dedos.
 - Estructura actual o deseada del sistema
Tiene un sistema mecánico que flexiona cada dedo de manera independiente.
Tiene una estructura que soporta los dedos de la mano de manera independiente ya éstos se cuelgan libremente (por gravedad).
Tiene chicotes o cables que proporcionan una entrada de energía mecánica al sistema. Son como tendones.

Tiene un solo grado de libertad. Un solo movimiento, produce la flexión de cada dedo con cierto grado de coordinación, necesario para asir algún objeto.

- **Funcionamiento del sistema**
 - Al momento de ponérsela
La ortoprótesis se encuentra inicialmente «desensamblada» de la mano. Esta se viste usando la otra mano y sujetando ciertas piezas a los dedos y al dorso de la misma.
 - Al momento de usarse o accionarla
Al jalar un chicote, el movimiento de éste, se distribuye a los mecanismos de flexoextensión de cada dedo.

- **Entorno del sistema**
 - *Esta sujeto al brazo izquierdo de la persona.*
 - *Esta en contacto directo con la piel*
 - *Hay sudor.*
 - *Actúa en conjunto al sistema óseo aún existente en mano del portador.*
 - *Lugares de trabajo de la persona que porta la ortoprótesis: oficina y casa.*
 - *Puede esta en contacto con ropa ajustada.*

- **Recursos presentes (del entorno)**
 - *La otra mano de la persona: para ajustar ensamblar la ortoprótesis.*
 - *La mano afectada aún se encuentra, pero sin función autónoma*
 - *Disponemos de la estructura osea natural de la mano (aunque esta se encuentra deteriorada puede usarse para complementar el funcionamiento del dispositivo).*
 - *Hay una varilla que atraviesa la la muñeca desde el antebrazo y termina en el nudillo del índice; ésta fue implantada quirúrgicamente para evitar deformaciones severas en la estructura osea del paciente, consecuencias de la parálisis braquial.*

- *El cuerpo va a tratar de combatir o repeler cuerpos extraños (en este caso la mano va a sudar).*
 - *No hay sensibilidad en la mano del usuario.*
 - *La mano normalmente se encuentra fría.*
 - *Si la persona engorda o enflaca, el dedo hace lo mismo.*
 - *La circulación sanguínea es deficiente*
 - *La persona puede percibir indirectamente (visualmente) si algo le daña.*
- Información acerca de la situación problemática.
- Mejora deseada o algún inconveniente que se desee eliminar
 - *Un inconveniente siempre presente, es la falta de espacio para sujetar el mecanismo a los dedos. El hecho de querer mover todos los dedos implica mayor complejidad y cantidad de piezas; la mano aún está ahí, por tanto se dispone de un espacio mucho menor de lo que sería con una prótesis.*
 - *Puede haber riesgo de cortar la circulación de la persona si el aparato se ajusta demasiado (además la persona no tiene sensibilidad, es decir que no se da cuenta si algo le aprieta). Por lo anterior, las piezas que estarán en contacto directo con la mano, tienen que poderse regular, sin llegar a generar estos inconvenientes.*
 - Mecanismo que causa el inconveniente, si es que este es evidente:
 - *La presencia de la mano (lo cual es paradójico). Por el contrario, lo mejor que se puede hacer es tratar de reducir el espacio que ocupa el mecanismo; es decir que las piezas no deben, en ningún momento, colisionar con las de un dedo contiguo (ya que esto reduce radicalmente la función de prensión).*
 - *Por tanto una causa directa del problema en cuestión es la posición y ubicación de las piezas con las que se pretende accionar la flexión. Si lo anterior se quisiese resolver, se debería reubicar varios cuerpos del mecanismo (prácticamente cambiar de mecanismo).*
 - *La forma de sujetar un solo dedo puede cortar la circulación.*

- *Lo mejor sería redefinir la zona de sujeción a los dedos a un punto lo mas alejado posible del dorso (específicamente las comisuras interfalángicas). Lo ideal sería en la punta de los dedos..*
 - *Por otro lado, es mejor sujetar los dedos lateralmente. Se ha observado que por ahí hay menor concurrencia de vasos sanguíneos (el dedo no se oscurece tan rápido que si ésto se hiciese transversalmente.*
- Historial del problema
 - *La persona, para quien se diseña el dispositivo en cuestión, sufre de una discapacidad motriz y sensorial en su antebrazo y mano (del lado izquierdo) desde que nació, llamada parálisis braquial obstétrica. Dicha discapacidad ha provocado cierta sobrecarga al brazo sano, lo que conllevó a una eventual fatiga de éste. Por tanto, el proyecto intenta, mediante un mecanismo que asista la prensión, apoyar la vida de personas con este tipo de padecimientos. Así pues, se desea aprovechar la mano paralizada, sin dejar que ésta se convierta en sólo un medio de soporte, atrofiándose aún más.*
 - Causas que comparte en esencia con otros problemas:
 - *Cualquier dispositivo, cuyo fin sea asistir el movimiento de flexoextensión de los dedos comparte, en esencia la misma causa.*
 - Que objetivo en esencia tiene este invento.
 - *Si su mano ya se encuentra dañada, entonces, no es deseable dañarla aún mas (o mal-usarla aún más). Lo anterior también se refiere a que no es valido obligar a la mano a tomar una posición antinatural.*
 - *¿Por que se esta haciendo esto y no solo una órtesis en forma de gancho? Una solución podría verse practica en ese momento, pero, a largo plazo provocaría otros efectos no deseados en la mano. La cuestión esta en preguntarse lo siguiente: Practico para quien, para el que lo diseña o para el que lo usa?... y practico hasta cuando?*

- Otros problemas que pueden resolverse con este invento.
 - *Exoesqueletos hápticos*
 - *Prótesis que requieran un grado de libertad*
 - *Órtesis para parálisis braquial.*
- Información acerca de los cambios en el sistema.
 - *El sistema actual se cambiaría por los siguientes criterios (a modo de pregunta):*
 - *¿Que materiales reducen el peso y son biocompatibles?*
 - *¿Que mecanismo aumenta la movilidad, la transmisión de fuerza y disminuye la cantidad de piezas?*
 - *¿Es posible cambiarlo a favor de reducir el peso y aumentar la libertad de movimiento?*
 - *Preferir cualquier sistema que, para actuar el mecanismo, facilite la intervención de un motor eléctrico*
- ¿Que cambios permitir?
 - *Aquellos que no limiten el espacio de trabajo y que disminuyan el peso y las dimensiones*
 - *Permitir aquellos que sugieran un aumento en la ventaja mecánica*
- Características tecnológicas deseadas:
 - *Disminución de la densidad de materiales y aumento de la tenacidad en los mismos.*
 - *Proporciona tratamiento ortopédico.*
 - *Toma en cuenta la circulación sanguínea. Suave con la piel*
 - *Si aumenta la facilidad en cuanto a la instalación y uso.*
- Características económicas deseadas
 - *Se debe constituir de elementos comerciales, fáciles de conseguir o fabricar.*

- Grado de innovación esperado
 - *Se espera que este aparato sea útil en el tratamiento de la parálisis braquial.*
 - *Que constituya una alternativa, preferible ya que usa la propia mano paralizada y genera movimientos más naturales.*
- Historial de las soluciones intentadas
 - *Hasta el momento se ha intentado resolver el problema mediante cables de tensión que flexionen y extiendan cada falange*
 - *Se ha implementado un mecanismo parecido al de una retroexcavadora. En los dos casos anteriores, falta fuerza o espacio para implementar la solución.*
- Otros sistemas donde exista un problema similar:
 - *Ver sección 1.2*

Apéndice B

Análisis de posición y fuerzas (Mathematica V7)

Análisis de un mecanismo para dedo

```
In[1]:= Off[General::spell1];
```

Función de graficación

```
In[2]:= GraficaColor[Tabla_, Rojo_, Verde_, Azul_] := ListPlot[Tabla, Joined -> True, Frame -> True,
  PlotStyle -> {AbsoluteThickness[2], RGBColor[Rojo, Verde, Azul]}, GridLines -> Automatic,
  DisplayFunction -> Identity, BaseStyle -> {10, FontFamily -> "Arial"}, ImageSize -> 300]
```

Solución de posición del mecanismo

■ Ecuaciones de lazo vectoriales:

```
In[3]:=
(*AQUI SE DEFINEN LOS VECTORES USANDO NUMEROS COMPLEJOS*)
R1 = r1 * e^(i * (theta1)) (*CUERPO-ESLABON 1/TIERRA*)
R2 = r2 * e^(i * (theta2)) (*CUERPO-ESLABON 2/MANIVELA O BALANCIN DE ENTRADA*)
R3 = r3 * e^(i * (theta3)) (*CUERPO-ESLABON 3/ACOPLADOR BIELA*)
R3_beta = r3_beta * e^(i * (theta3 + beta)) (*CUERPO-ESLABON 3/ACOPLADOR BIELA*)
R4 = r4 * e^(i * (theta4)) (*CUERPO-ESLABON 4/BALANCIN O ESLABON DE SALIDA*)
R5 = r5 * e^(i * (theta5)) (*CUERPO-ESLABON 5/MANIVELA DE ENTRADA*)
R6 = r6 * e^(i * (theta6)) (*CUERPO-ESLABON 6/ACOPLADOR*)
R2_alpha = r2_alpha * e^(i * (theta2 + alpha))
(*CUERPO 2alpha UNIDO A 2 Y SEPARADO DE R2 alpha GRADOS/ACOPLADOR BIELA*)
R7 = r7 * e^(i * (theta7)) (*TIERRA 2*)

(*ECUACIONES DE LAZO*)
ec1 = R2 + R3 - R4 - R1
ec2 = -R5 - R6 + R2_alpha + R7
```

```
Out[3]= r1 e^{i theta1}
```

```
Out[4]= r2 e^{i theta2}
```

```
Out[5]= r3 e^{i theta3}
```

```
Out[6]= r3_beta e^{i (beta + theta3)}
```

```
Out[7]= r4 e^{i theta4}
```

```
Out[8]= r5 e^{i theta5}
```

```
Out[9]= r6 e^{i theta6}
```

```
Out[10]= r2_alpha e^{i (alpha + theta2)}
```

```
Out[11]= r7 e^{i theta7}
```

```
Out[12]= r1 (-e^{i theta1}) + r2 e^{i theta2} + r3 e^{i theta3} - r4 e^{i theta4}
```

```
Out[13]= r2_alpha e^{i (alpha + theta2)} + r5 (-e^{i theta5}) - r6 e^{i theta6} + r7 e^{i theta7}
```

■ Datos del mecanismo:

In[14]:= (*AQUI SE INTRODUCEN LAS DIMENSIONES DEL MECANISMO QUE SE VA A ANALIZAR*)

In[15]:= `incl = 0 °`; (*SI SE DESEA VISUALIZAR EL MECANISMO CON CIERTO ANGULO DE INCLINACIÓN*)

■ ENTRADAS

In[16]:= `Dat1 = {`
`r1 → 0.036, (*MAGNITUD DEL CUERPO-ESLABON 1/TIERRA*)`
`θ1 → 82.2 °, (*INCLINACIÓN GLOBAL DEL CUERPO-ESLABON 1/TIERRA*)`
`r2 → 0.064, (*MAGNITUD DEL CUERPO-ESLABON2/BALANCIN O MANIVELA DE ENTRADA*)`
`r3 → 0.027, (*MAGNITUD DEL CUERPO-ESLABON3/ACOPLADOR O BIELA*)`
`r3β → 0.063, (*MAGNITUD DEL CUERPO-ESLABON 3β/PUNTO CUALQUIERA DEL ACOPLADOR*)`
`β → 18.43 °, (*INCLINACIÓN CON RESPECTO A r3 DE R3β SOBRE EL CUERPO 3/ACOPLADOR*)`
`r4 → .0425, (*LONGITUD DE LA FALANGE PROXIMAL. DISTANCIA ENTRE MCP Y PIP*)`
`r5 → 0.023, (*LONGITUD DE LA MANIVELA DE ENTRADA DEL CUERPO 5*)`
`r6 → 0.049, (*LONGITUD DEL ACOPLADOR DE ENTRADA CUERPO 6*)`
`r7 → 0.078, (*DISTANCIA DE LA TIERRA EN LA ENTRADA*)`
`r2α → 0.073, (*SEGUNDO VETOR, PARTE DEL CUERPO 2*)`
`α → 52.63 °, (*ANGULO ENTRE R2α Y R2*)`
`θ7 → -45.2 ° (*MAGNITUD DEL CUERPO-ESLABON 4*)`
`}`

Out[16]:= `{r1 → 0.036, θ1 → 1.43466, r2 → 0.064, r3 → 0.027, r3β → 0.063, β → 0.321664,`
`r4 → 0.0425, r5 → 0.023, r6 → 0.049, r7 → 0.078, r2α → 0.073, α → 0.918567, θ7 → -0.788889}`

In[17]:= `ecpos1 = ec1 /. Dat1 (*SE SUSTITUYEN LOS DATOS*)`
`ecpos2 = ec2 /. Dat1 (*SE SUSTITUYEN LOS DATOS*)`

Out[17]= `0.064 ei θ2 + 0.027 ei θ3 - 0.0425 ei θ4 + (-0.00488576 - 0.0356669 i)`

Out[18]= `(0.0549615 - 0.0553465 i) + 0.073 ei (θ2+0.918567) - 0.023 ei θ5 - 0.049 ei θ6`

In[19]:= `ComplexExpand[Re[ecpos1]] == 0`
`ComplexExpand[Im[ecpos1]] == 0`
`ComplexExpand[Re[ecpos2]] == 0`
`ComplexExpand[Im[ecpos2]] == 0`

Out[19]= `0.064 cos(θ2) + 0.027 cos(θ3) - 0.0425 cos(θ4) - 0.00488576 = 0`

Out[20]= `0.064 sin(θ2) + 0.027 sin(θ3) - 0.0425 sin(θ4) - 0.0356669 = 0`

Out[21]= `0.073 cos(θ2 + 0.918567) - 0.023 cos(θ5) - 0.049 cos(θ6) + 0.0549615 = 0`

Out[22]= `0.073 sin(θ2 + 0.918567) - 0.023 sin(θ5) - 0.049 sin(θ6) - 0.0553465 = 0`

- Solución para las ecuaciones de posición.
 θ_2 es el ángulo en el cual se encuentra la manivela y la entrada de movimiento al mecanismo.

- ENTRADAS

```

In[23]:= ND = 100; (*NUMERO DE DISCRETIZACIONES ND,
DEFINE LA RESOLUCIÓN DEL CÁLCULO QUE SE HARÁ DE AQUÍ EN ADELANTE,
ENTRE MÁS DISCRETIZACIONES MAYOR SERÁ EL TIEMPO DE CÁLCULO,
ENTRE MENOS, HABRÁ MENOR TIEMPO DE CÁLCULO PERO MENOR DEFINICIÓN*)

CR = 32 °; (*LA CARRERA DE LA VARIABLE DE ENTRADA, VE, SI ES ANGULAR O SI ES DISTANCIA*)
PSi = 57 °; (*EL VALOR INICIAL, VI DE LA VARIABLE DE ENTRADA,
VE. LA POSICIÓN INICIAL DEL ESLABÓN DE ENTRADA*)

X[nd_] := -1 * (CR / ND) * nd + PSi;
(*DEFINICIÓN DE UNA FUNCIÓN PARA GENERAR TODOS LOS VALORES DE LA  $\theta_2$ *)

 $\theta_{3_i}$  = -40 ° + incl; (*SUGERENCIA DEL VALOR INICIAL DE  $\theta_3$ ,
PARA RESOLVER CON MÉTODO NUMÉRICO*)
 $\theta_{4_i}$  = -1 ° + incl; (*SUGERENCIA DEL VALOR INICIAL DE  $\theta_4$ ,
PARA RESOLVER CON MÉTODO NUMÉRICO*)
 $\theta_{5_i}$  = 133.7 ° + incl; (*SUGERENCIA DEL VALOR INICIAL DE  $\theta_5$ ,
PARA RESOLVER CON MÉTODO NUMÉRICO*)
 $\theta_{6_i}$  = -3 ° + incl; (*SUGERENCIA DEL VALOR INICIAL DE  $\theta_6$ ,
PARA RESOLVER CON MÉTODO NUMÉRICO*)

In[31]:= ComplexExpand[Re[ecpos1]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[20]$ 
ComplexExpand[Im[ecpos1]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[50]$ 
ComplexExpand[Re[ecpos2]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[35]$ 
ComplexExpand[Im[ecpos2]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[20]$ 

Out[31]= 0.027 cos( $\theta_3$ ) - 0.0425 cos( $\theta_4$ ) + 0.035737 = 0
Out[32]= 0.027 sin( $\theta_3$ ) - 0.0425 sin( $\theta_4$ ) + 0.00632086 = 0
Out[33]= -0.023 cos( $\theta_5$ ) - 0.049 cos( $\theta_6$ ) + 0.0442596 = 0
Out[34]= -0.023 sin( $\theta_5$ ) - 0.049 sin( $\theta_6$ ) + 0.015716 = 0

```

- Solución numérica de las ecuaciones:

```

In[35]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,
SolPos[j] = FindRoot[
{ComplexExpand[Re[ecpos1]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
ComplexExpand[Im[ecpos1]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
ComplexExpand[Re[ecpos2]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
ComplexExpand[Im[ecpos2]] == 0 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ }, { $\theta_3$ ,  $\theta_{3_i}$ },
{ $\theta_4$ ,  $\theta_{4_i}$ }, { $\theta_5$ ,  $\theta_{5_i}$ }, { $\theta_6$ ,  $\theta_{6_i}$ }, AccuracyGoal → 3, MaxIterations → 100];
 $\theta_{3_i}$  =  $\theta_3$  /. SolPos[j];
 $\theta_{4_i}$  =  $\theta_4$  /. SolPos[j];
 $\theta_{5_i}$  =  $\theta_5$  /. SolPos[j];
 $\theta_{6_i}$  =  $\theta_6$  /. SolPos[j];
];

```

Animación del mecanismo

```
In[36]:= V[z_] := (
  conver = {ComplexExpand[Re[z]], ComplexExpand[Im[z]], 0};
  Return[conver];) (*FUNCIÓN QUE CONVIERTE DE COMPLEJOS A VECTORES DE 3 DIMENSIONES*)
```

■ Precálculos para la animación

```
In[37]:= Clear[θ2, θ3, θ4, θ8]
(*CONVERSIÓN A VECTORES DE LOS VALORES COMPLEJOS*)
v1 = V[R1] /. Dat1;
v2 = V[R2] /. Dat1;
v3 = V[R3] /. Dat1;
v3β = V[R3β] /. Dat1;
v4 = V[R4] /. Dat1;
v5 = V[R5] /. Dat1;
v6 = V[R6] /. Dat1;
v7 = V[R7] /. Dat1;
v2α = V[R2α] /. Dat1;
(*DEFINICIÓN DE PUNTOS Y JUNTAS RELEVANTES EN EL PLANO*)
S0 = {0, 0, 0};
S1 = v2;
S2 = S1 + v3;
S3 = S1 + v3β;
S4 = v1;
S5 = -v7 + v5;
S6 = v2α;
S7 = -v7;
S8 = r2 * {Cos[θ2 + α], Sin[θ2 + α], 0} /. Dat1;

(*DEFINICIÓN DE LA TRAYECTORIA DEL PULPEJO*)
TablaTF = Table[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /. θ2 → X[j], {j, 0, ND, 1}];
TrayectoriaF = Line[TablaTF];
(*DEFINICIÓN DE LA SECCION DELA COREDERA CIRCULAR*)
TrayectoriaG = Circle[{0, 0}, r2, {35 °, 120 °}] /. θ2 → X[j] /. Dat1;
```

■ Animación

```

In[59]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,
  (*DEFINICIÓN DE LAS PRIMITIVAS*)
  es2 = Line[{S0[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es2 $_{\alpha}$  = Line[{S0[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es3 = Line[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es3 $_{\beta}$  = Line[{S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es4 = Line[{S4[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es5 = Line[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es6 = Line[{S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es7 = Line[{S8[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
  es8 = Line[{S6[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

  P1 = Point[S1[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
  P2 = Point[S2[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
  P3 = Point[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
  P4 = Point[S4[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
  P5 = Point[S5[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
  P6 = Point[S6[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
  P7 = Point[S7[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;

  (*SECCION SIRCULAR QUE SIMULA LA CORREDERA*)
  CORR = Circle[{0, 0}, r2, { $\theta_2$ ,  $\theta_2 + 53^\circ$ }] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

  (*POLIGONO QUE DEFINE LAS FALANGES MEDIAL Y DISTAL, CUERPO 3*)
  FMD = Polygon[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];

  (*GRACIFICACIÓN, OPCIONES DE COLOR,
  TRANSPARENCIA Y GROSOR DE LOS ELEMENTOS GEOMÉTRICOS*)

  ba2 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2}];
  ba2 $_{\alpha}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2 $_{\alpha}$ }];

  ba3 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3}];
  ba3 $_{\beta}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[1], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3 $_{\beta}$ }];

  ba4 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es4}];
  ba5 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es5}];
  ba6 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es6}];
  ba7 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es7}];
  ba8 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es8}];

  CIR $_2$  =
  Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed, RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaF}];

```

```

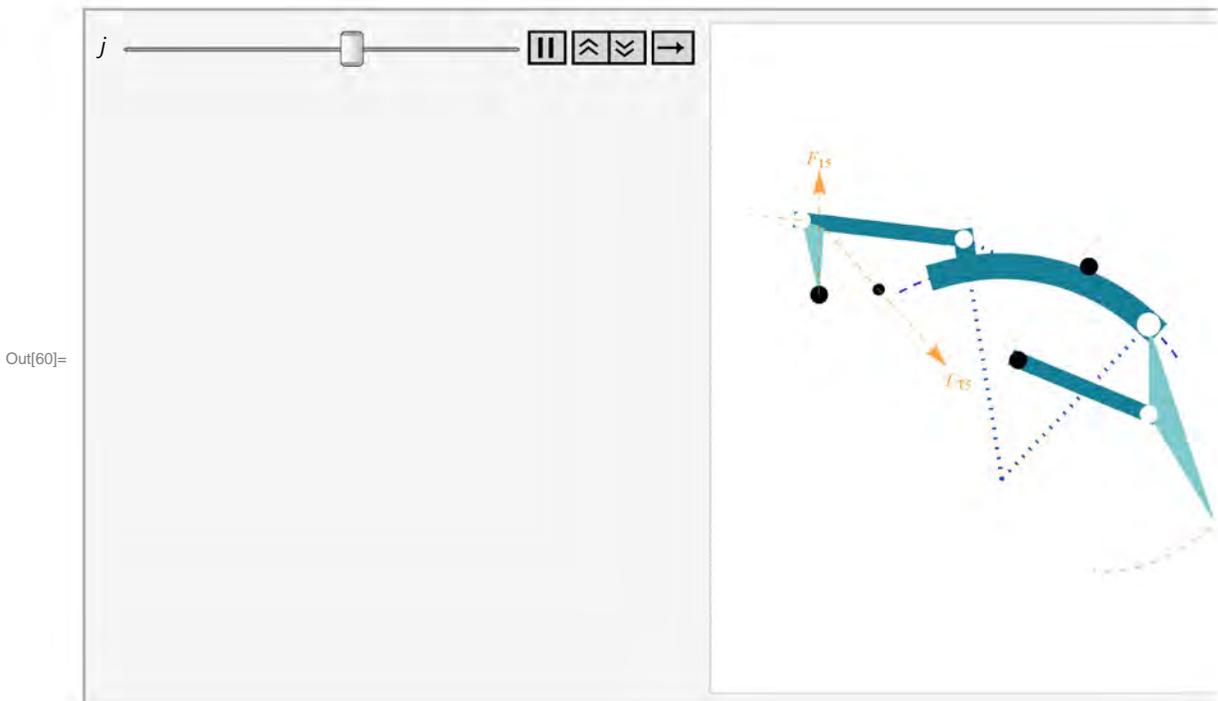
CIR3 = Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed,
  RGBColor[0.1, 0.1, 0.9], TrayectoriaG}];
CIR4 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], CORR}];

FMDG = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMD}];

Po1 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P1}];
Po2 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P2}];
Po3 = Graphics[{PointSize[0.01], RGBColor[1, 1, 1], P3}];
Po4 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P4}];
Po5 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P5}];
Po6 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P6}];
Po7 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P7}];

(*ELECCIÓN DE QUE ELEMENTOS VISUALIZAR*)
SIMULACION[j] =
  Show[ba2, ba4, ba5, ba6, ba2α, ba7, ba8, CIR2, CIR3, CIR4, FMDG, Po1, Po2, Po3, Po4, Po5,
    Po6, Po7, AspectRatio → Automatic, PlotRange → {{-0.075, 0.10}, {-0.03, 0.095}},
    DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300]
];
Animate[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]

```



- Descomente las siguientes funciones si desea exportar la animación como video .giff o .avi:

```

In[61]:= (*L1=Table[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]; *)
(*Export["C:\Users\pol\Desktop\animacion.avi", L1];
Export["C:\Users\pol\Desktop\animacion.gif", L1]; *)

```

```

In[62]:= (*Export["C:\Users\pol\Desktop\animacion.avi", L1];
Export["C:\Users\pol\Desktop\animacion.gif", L1]; *)

```

Ventaja mecánica

```
In[63]:= ANG[v1_, v2_] := ArcCos[Abs[v1.v2] / (Norm[v1] * Norm[v2])];
ANG[{0, 1}, {1, 1}]
(L1_saal * r1_ent * Sin[μ1]) / (L1_ent * r1_saal * Sin[v1])
```

```
Out[64]=  $\frac{\pi}{4}$ 
```

```
Out[65]=  $\frac{r_{1_{ent}} L_{1_{saal}} \sin(\mu_1) \csc(v_1)}{L_{1_{ent}} r_{1_{saal}}}$ 
```

```
In[66]:=
```

```
Dat2 = {
  L1_saal → r2α,
  r1_ent → r5,
  μ1 → ANG[v6, v2α],
  L1_ent → r5,
  r1_saal → r2,
  v1 → ANG[v5, v6],
  L2_saal → r4,
  r2_ent → r2α,
  μ2 → ANG[v4, v3],
  L2_ent → r2,
  r2_saal → r4,
  v2 → ANG[v2, v3]
}
```

```
Out[66]= {L1_saal → r2α, r1_ent → r5,
```

$$\mu_1 \rightarrow \cos^{-1} \left(\frac{0.003577 \cos(\theta_2 + 0.918567) \cos(\theta_6) + 0.003577 \sin(\theta_2 + 0.918567) \sin(\theta_6)}{\sqrt{0.005329 |\cos(\theta_2 + 0.918567)|^2 + 0.005329 |\sin(\theta_2 + 0.918567)|^2} \sqrt{0.002401 |\cos(\theta_6)|^2 + 0.002401 |\sin(\theta_6)|^2}} \right),$$

$$L_{1_{ent}} \rightarrow r_5, r_{1_{saal}} \rightarrow r_2, v_1 \rightarrow \cos^{-1} \left(\frac{0.001127 \cos(\theta_5) \cos(\theta_6) + 0.001127 \sin(\theta_5) \sin(\theta_6)}{\sqrt{0.000529 |\cos(\theta_5)|^2 + 0.000529 |\sin(\theta_5)|^2} \sqrt{0.002401 |\cos(\theta_6)|^2 + 0.002401 |\sin(\theta_6)|^2}} \right),$$

```
L2_saal → r4, r2_ent → r2α,
```

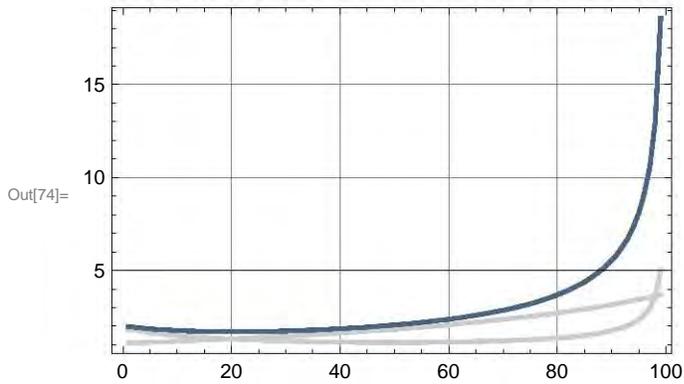
$$\mu_2 \rightarrow \cos^{-1} \left(\frac{0.0011475 \cos(\theta_3) \cos(\theta_4) + 0.0011475 \sin(\theta_3) \sin(\theta_4)}{\sqrt{0.000729 |\cos(\theta_3)|^2 + 0.000729 |\sin(\theta_3)|^2} \sqrt{0.00180625 |\cos(\theta_4)|^2 + 0.00180625 |\sin(\theta_4)|^2}} \right), L_{2_{ent}} \rightarrow r_2,$$

$$r_{2_{saal}} \rightarrow r_4, v_2 \rightarrow \cos^{-1} \left(\frac{0.001728 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) + 0.001728 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3)}{\sqrt{0.004096 |\cos(\theta_2)|^2 + 0.004096 |\sin(\theta_2)|^2} \sqrt{0.000729 |\cos(\theta_3)|^2 + 0.000729 |\sin(\theta_3)|^2}} \right)$$

```
In[67]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,
```

```
  aμ[j] = (VectorAngle[v4, v3]) / ° /. Dat2 /. Dat1 /. SolPos[j] /. θ2 → X[j];
  av[j] = (VectorAngle[Abs[v5], Abs[v6]]) / ° /. Dat2 /. Dat1 /. SolPos[j] /. θ2 → X[j];
  mA1[j] =
    (L1_saal * r1_ent * Sin[μ1]) / (L1_ent * r1_saal * Sin[v1]) /. Dat2 /. Dat1 /. SolPos[j] /. θ2 → X[j];
  mA2[j] = (L2_saal * r2_ent * Sin[μ2]) / (L2_ent * r2_saal * Sin[v2]) /. Dat2 /. Dat1 /. SolPos[j] /.
    θ2 → X[j];
  mA[j] = mA1[j] * mA2[j];
];
```

```
In[68]:= VM1 = Table[mA1[j], {j, 0, ND - 2, 1}];  
VM2 = Table[mA2[j], {j, 0, ND - 2, 1}];  
VMT = Table[mAT[j], {j, 0, ND - 2, 1}];  
  
Fig1 = GraficaColor[VM1, 0.8, 0.8, 0.8];  
Fig2 = GraficaColor[VM2, 0.8, 0.8, 0.8];  
Fig3 = GraficaColor[VMT, 0.3, 0.4, 0.5];  
  
Show[Fig1, Fig2, Fig3, DisplayFunction → $DisplayFunction,  
ImageSize → 300, PlotRange → All]
```



Cálculo de las fuerzas en el mecanismo

■ Solución estática por Newton-Euler.

■ ENTRADAS

(*DATOS DE ENTRADA PARA DEFINIR FUERZAS Y MOMENTOS*)

PA = 20 (*NEWTONS APLICADOS A LA PUNTA DEL PULPEJO*);

PB = 0 (*NEWTONS APLICADOS A LA JUNTA 3/JUNTA INTERFALANGICA PROXIMAL PIP*);

```
Dat2 = {
  ϕa → 58.88 °, (*ANGULO ENTRE R2 Y LA APLICACIÓN DE F12a*)
  ϕb → 67.73 °, (*ANGULO ENTRE R2 Y LA APLICACIÓN DE F12b*)
  r12a → 0.064, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE F12a DESDE MRL EN CUERPO 2*)
  r12b → 0.069, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE F12b DESDE MRL EN CUERPO 2**)
  r62 → r2a, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE F62 DESDE MRL EN CUERPO 2*)
  r32 → r2, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE F32 DESDE MRL EN CUERPO 2*)
  r23 → r3, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE F23 DESDE MRL EN CUERPO 3*)
  rA3 → 0.034, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE FPA DESDE MRL EN CUERPO 3*)
  rB4 → r4, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE FPB DESDE MRL EN CUERPO 4*)
  r34 → r4, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE F34 DESDE MRL EN CUERPO 4*)
  rT5 → 0.0202, (*MAGNITUD DEL VECTOR DE UBICACIÓN DE FT5 DESDE MRL EN CUERPO 5*)
  ρ → 17.35 °, (*ANGULO ENTRE RT5 Y R65*)
  raux → 0.018, (*VECTOR AUXILIAR PARA GENERAR VECTOR RT,
  EL CUAL REPRESENTA LA FUERZA DEL CABLE*)
  θaux → 5 ° (*ANGULO AUXILIAR PARA GENERAR VECTOR RT,
  EL CUAL REPRESENTA LA FUERZA DEL CABLE*)
}
```

Out[77]= {ϕ_a → 1.02765, ϕ_b → 1.18211, r_{12a} → 0.064, r_{12b} → 0.069, r₆₂ → r_{2a}, r₃₂ → r₂,
r₂₃ → r₃, r_{A3} → 0.034, r_{B4} → r₄, r₃₄ → r₄, r_{T5} → 0.0202, ρ → 0.302815, r_{aux} → 0.018, θ_{aux} → 5 °}

- **DEFINICIÓN DE LOS VECTORES DE FUERZA Y POSICIÓN PARA CADA CUERPO:**

```

ln[78]:= Clear[j]
(*DEFINICIÓN DE LAS FUERZAS A VENCER APLICADAS AL MECANISMO*)
(*APLICADAS A LOS DEDOS SON: SOBRE LA JUNTA PIP → FPB Y PUNTA DEL PULPEJO → FPA*)
(*PRECÁLCULOS PARA LA ORIENTACIÓN Y DIRECCIÓN DE LA FUERZA FPA*)
(*LEY DE LOS COSENOS PARA OBTENER B,
DISTANCIA DE LA JUNTA PIP A LA PUNTA DEL PULPEJO*)
B = Sqrt[r32 + r3β2 - 2 * r3 * r3β * Cos[β]] /. Dat1;
(*LEY DE LOS COSENOS PARA OBTENER γ,
ÁNGULO ENTRE EL VECTOR R3β Y LA LUNEA QUE UNE PIP LA PUNTA DEL PULPEJO*)
γ = ArcCos[(B2 + r3β2 - r32) / (2 * B * r3β)] /. Dat1;
(*DEFINICIÓN DE LOS VECTORES DE FUERZAS A VENCER*)
FPA = PA * {Cos[θ3 + β + γ + 90 °], Sin[θ3 + β + γ + 90 °], 0} /. Dat1;
FPB = PB * {Cos[θ4 + 90 °], Sin[θ4 + 90 °], 0} /. Dat1;

(*DEFINICIÓN DE LOS VECTORES DE POSICIONAMIENTO DE LAS FUERZAS CON RESPECTO A LOS
MARCOS DE REFERENCIA LOCALES MRL DE CADA CUERPO/ DECLARACIÓN DE LOS VECTRES QUE
APUNTAN HACIA LAS FUERZAS DESDE EL SISTEMA LOCAL DE COORDENADAS SLC DE CADA CUERPO*)

(*VECTORES PARA CUERPO 2*)
R12a = r12a * {Cos[θ2 + φa], Sin[θ2 + φa], 0} /. Dat2 /. Dat1
R12b = r12b * {Cos[φb], Sin[φb], 0} /. Dat2 /. Dat1
R62 = r62 * {Cos[θ2 + α], Sin[θ2 + α], 0} /. Dat2 /. Dat1
R32 = v2 /. Dat2 /. Dat1

(*VECTORES PARA CUERPO 3*)
R23 = -v3 /. Dat2 /. Dat1
RA3 = (v3β - v3) /. Dat2 /. Dat1

(*VECTORES PARA CUERPO 4*)
R34 = v4 /. Dat2 /. Dat1;
RB4 = v4 / 2 /. Dat2 /. Dat1;

(*VECTORES PARA CUERPO 5*)
R65 = v5 /. Dat2 /. Dat1;
RT5 = rT5 * {Cos[(θ5 - ρ)], Sin[(θ5 - ρ)], 0} /. Dat2 /. Dat1;

(*VECTORES PARA CUERPO 6*)
R26 = v6 /. Dat2 /. Dat1;

(*DEFINICIÓN DE VECTORES ESPECIALES*)
(*C5*)
Raux = raux * {Cos[θaux], Sin[θaux], 0} /. Dat2 /. Dat1;
RT = Raux - RT5 /. Dat2 /. Dat1;

(*DEFINICIÓN DE LOS VECTORES DE FUERZAS EN LOS CUERPOS*)
F12a = {f12ax, f12ay, 0};
F12b = {f12bx, f12by, 0};
F32 = {f32x, f32y, 0};
F43 = {f43x, f43y, 0};
F14 = {f14x, f14y, 0};
F62 = {f62x, f62y, 0};
FT5 = {fT5x, fT5y, 0};
F56 = {f56x, f56y, 0};
F15 = {f15x, f15y, 0};

```

$$\text{Out}[83]= \{0.064 \cos(\theta_2 + 1.02765), 0.064 \sin(\theta_2 + 1.02765), 0\}$$

$$\text{Out}[84]= \{0.026149, 0.0638532, 0\}$$

$$\text{Out}[85]= \{0.073 \cos(\theta_2 + 0.918567), 0.073 \sin(\theta_2 + 0.918567), 0\}$$

$$\text{Out}[86]= \{0.064 \cos(\theta_2), 0.064 \sin(\theta_2), 0\}$$

$$\text{Out}[87]= \{-0.027 \cos(\theta_3), -0.027 \sin(\theta_3), 0\}$$

$$\text{Out}[88]= \{0.063 \cos(\theta_3 + 0.321664) - 0.027 \cos(\theta_3), 0.063 \sin(\theta_3 + 0.321664) - 0.027 \sin(\theta_3), 0\}$$

■ Ecuaciones de equilibrio

```
In[105]:= ecv2f = F62 + F12a + F12b + F32 (*equilibrio de fuerzas en cuerpo 2*) /. Dat2 /. Dat1
ecv2m = R12a × F12a + R12b × F12b + R32 × F32 + R62 × F62
      (*equilibrio de momentos en cuerpo 2*) /. Dat2 /. Dat1
ecv3f = F43 - F32 + FPA /. Dat2 /. Dat1
ecv3m = R23 × (-F32) + RA3 × FPA /. Dat2 /. Dat1
ecv4f = F14 + FPB - F43 /. Dat2 /. Dat1
ecv4m = RB4 × FPB + R34 × (-F43) /. Dat2 /. Dat1
ecv5f = F15 + FT5 - F56 /. Dat2 /. Dat1
ecv5m = RT5 × FT5 + R65 × (-F56) /. Dat2 /. Dat1
ecv6f = -F62 + F56 /. Dat2 /. Dat1
ecv6m = R26 × (-F62) /. Dat2 /. Dat1
ecvx1 = F12a × R12a /. Dat2 /. Dat1
ecvx2 = F12b × R12b /. Dat2 /. Dat1
ecvx3 = RT × FT5 /. Dat2 /. Dat1
```

$$\text{Out}[105]= \{f_{12ax} + f_{12bx} + f_{32x} + f_{62x}, f_{12ay} + f_{12by} + f_{32y} + f_{62y}, 0\}$$

$$\text{Out}[106]= \{0, 0, -0.064 f_{12ax} \sin(\theta_2 + 1.02765) + 0.064 f_{12ay} \cos(\theta_2 + 1.02765) - 0.0638532 f_{12bx} + 0.026149 f_{12by} - 0.064 f_{32x} \sin(\theta_2) - 0.073 f_{62x} \sin(\theta_2 + 0.918567) + 0.064 f_{32y} \cos(\theta_2) + 0.073 f_{62y} \cos(\theta_2 + 0.918567)\}$$

$$\text{Out}[107]= \{-f_{32x} + f_{43x} + 20 \cos(\theta_3 + 2.11694), -f_{32y} + f_{43y} + 20 \sin(\theta_3 + 2.11694), 0\}$$

$$\text{Out}[108]= \{0, 0, -0.027 f_{32x} \sin(\theta_3) + 0.027 f_{32y} \cos(\theta_3) + 0.54 \sin(\theta_3) \cos(\theta_3 + 2.11694) - 1.26 \sin(\theta_3 + 0.321664) \cos(\theta_3 + 2.11694) - 0.54 \sin(\theta_3 + 2.11694) \cos(\theta_3) + 1.26 \sin(\theta_3 + 2.11694) \cos(\theta_3 + 0.321664)\}$$

$$\text{Out}[109]= \{f_{14x} - f_{43x}, f_{14y} - f_{43y}, 0\}$$

$$\text{Out}[110]= \{0, 0, 0.0425 f_{43x} \sin(\theta_4) - 0.0425 f_{43y} \cos(\theta_4)\}$$

$$\text{Out}[111]= \{f_{T5x} + f_{15x} - f_{56x}, f_{T5y} + f_{15y} - f_{56y}, 0\}$$

$$\text{Out}[112]= \{0, 0, 0.0202 \sin(0.302815 - \theta_5) f_{T5x} + 0.0202 \cos(0.302815 - \theta_5) f_{T5y} + 0.023 f_{56x} \sin(\theta_5) - 0.023 f_{56y} \cos(\theta_5)\}$$

$$\text{Out}[113]= \{f_{56x} - f_{62x}, f_{56y} - f_{62y}, 0\}$$

$$\text{Out}[114]= \{0, 0, 0.049 f_{62x} \sin(\theta_6) - 0.049 f_{62y} \cos(\theta_6)\}$$

$$\text{Out}[115]= \{0, 0, 0.064 f_{12ax} \sin(\theta_2 + 1.02765) - 0.064 f_{12ay} \cos(\theta_2 + 1.02765)\}$$

$$\text{Out}[116]= \{0, 0, 0.0638532 f_{12bx} - 0.026149 f_{12by}\}$$

$$\text{Out}[117]= \{0, 0, -0.0202 \sin(0.302815 - \theta_5) f_{T5x} - 0.0202 \cos(0.302815 - \theta_5) f_{T5y} - 0.0015688 f_{T5x} + 0.0179315 f_{T5y}\}$$

■ Solución numérica:

```
In[118]:= Clear[j]
For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,
  SE[j] = Solve[{ecv2f == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv2m == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv3f == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv3m == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv4f == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv4m == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv5f == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv5m == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv6f == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecv6m == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecvx1 == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecvx2 == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ,
    ecvx3 == {0, 0, 0} /. SolPos[j] /. Dat2 /. Dat1 /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ 
  }, {f12ax, f12ay, f12bx, f12by, f32x, f32y, f43x,
    f43y, f14x, f14y, f62x, f62y, fT5x, fT5y, f56x, f56y, f15x, f15y}] // Flatten
];
```

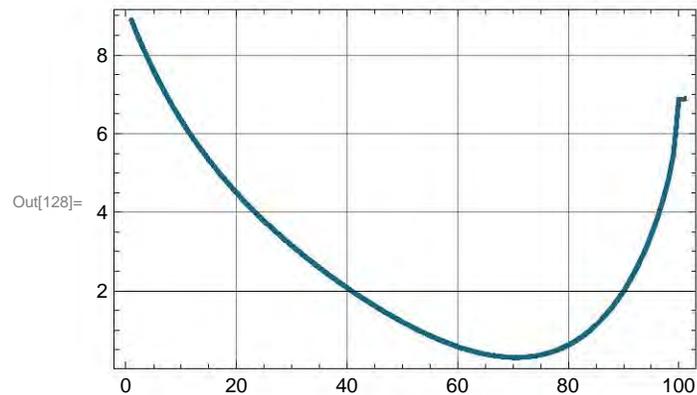
Graficas de las fuerzas en el mecanismo

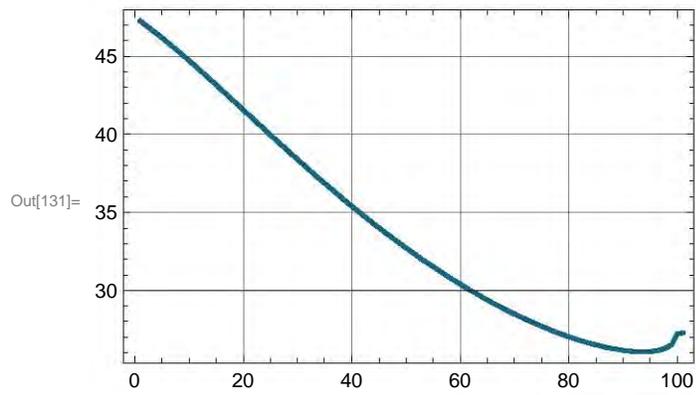
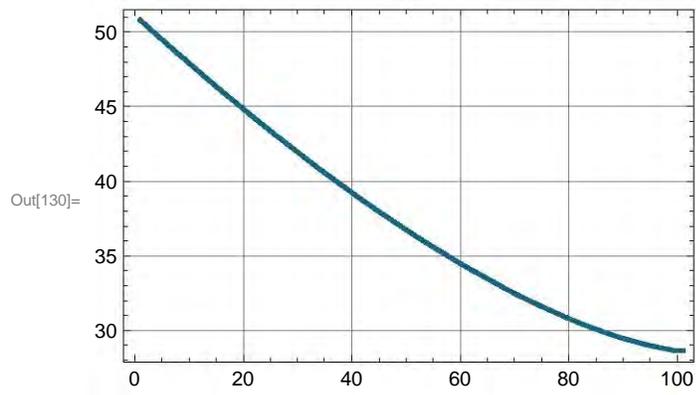
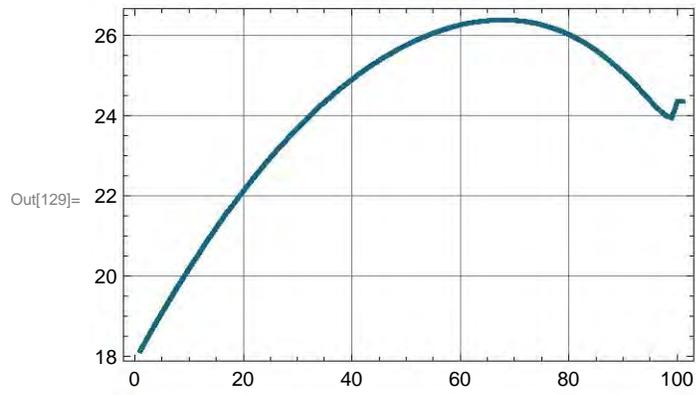
■ Para el cuerpo 2

```
In[120]:= Fuerza1 = Table[Norm[F12a] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
Fuerza2 = Table[Norm[F12b] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
Fuerza3 = Table[Norm[F32] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
Fuerza4 = Table[Norm[F62] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];

Fig1 = GraficaColor[Fuerza1, 0.1, 0.4, 0.5];
Fig2 = GraficaColor[Fuerza2, 0.1, 0.4, 0.5];
Fig3 = GraficaColor[Fuerza3, 0.1, 0.4, 0.5];
Fig4 = GraficaColor[Fuerza4, 0.1, 0.4, 0.5];

Show[Fig1, DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300, PlotRange → All]
Show[Fig2, DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300, PlotRange → All]
Show[Fig3, DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300, PlotRange → All]
Show[Fig4, DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300, PlotRange → All]
```



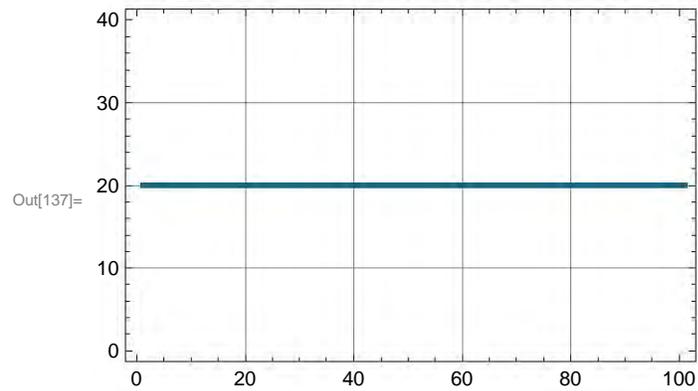
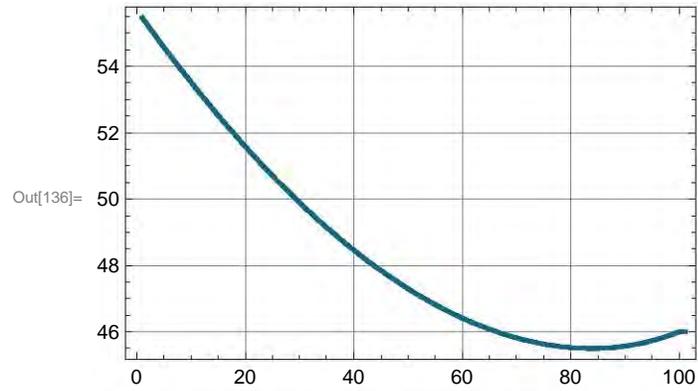


■ Para el cuerpo 3

```
In[132]:= Fuerza1 = Table[Norm[F43] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
Fuerza2 = Table[Norm[FPA] /. SE[j] /. SolPos[j] /. Dat1, {j, 0, ND, 1}];
```

```
Fig1 = GraficaColor[Fuerza1, 0.1, 0.4, 0.5];
Fig2 = GraficaColor[Fuerza2, 0.1, 0.4, 0.5];
```

```
Show[Fig1, DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300, PlotRange -> All]
Show[Fig2, DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300, PlotRange -> All]
```

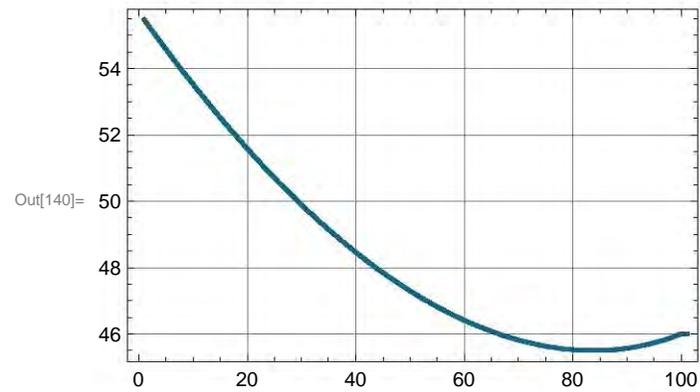


■ Para el cuerpo 4

```
In[138]:= Fuerza1 = Table[Norm[F14] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
```

```
Fig1 = GraficaColor[Fuerza1, 0.1, 0.4, 0.5];
```

```
Show[Fig1, DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300, PlotRange -> All]
```

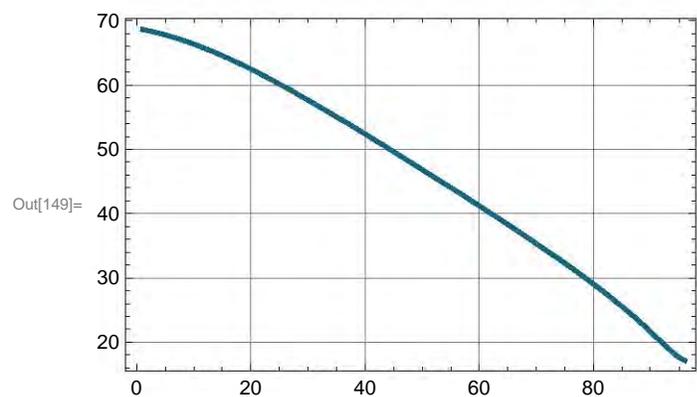
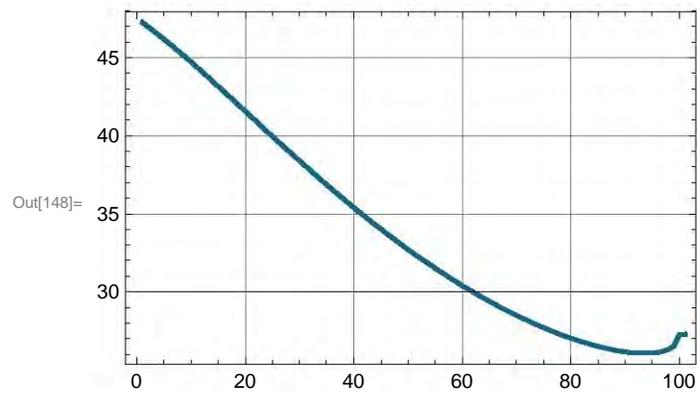
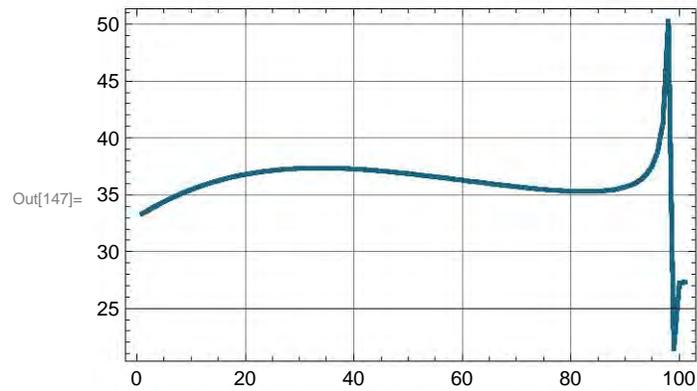


■ Para el cuerpo 5

```
In[141]:= Fuerza1 = Table[Norm[F15] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
Fuerza2 = Table[Norm[F56] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
Fuerza3 = Table[Norm[FT5] /. SE[j], {j, 0, ND - 5, 1}];
```

```
Fig1 = GraficaColor[Fuerza1, 0.1, 0.4, 0.5];
Fig2 = GraficaColor[Fuerza2, 0.1, 0.4, 0.5];
Fig3 = GraficaColor[Fuerza3, 0.1, 0.4, 0.5];
```

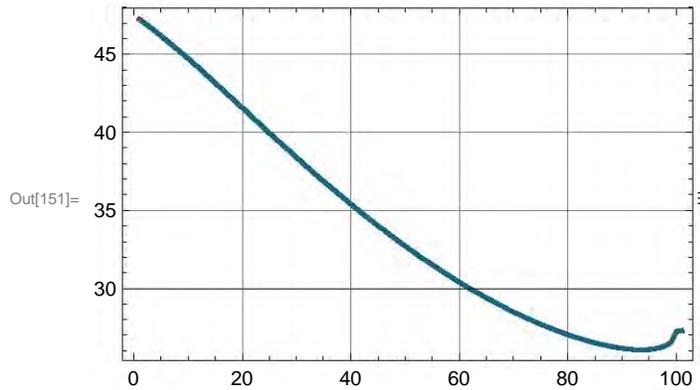
```
Show[Fig1, DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300, PlotRange -> All]
Show[Fig2, DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300, PlotRange -> All]
Show[Fig3, DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300, PlotRange -> All]
```



Para el cuerpo 6

```
In[150]:= Fuerza1 = Table[Norm[F62] /. SE[j], {j, 0, ND, 1}];
⋮
Fig1=GraficaColor[Fuerza1, 0.1,0.4, 0.5];

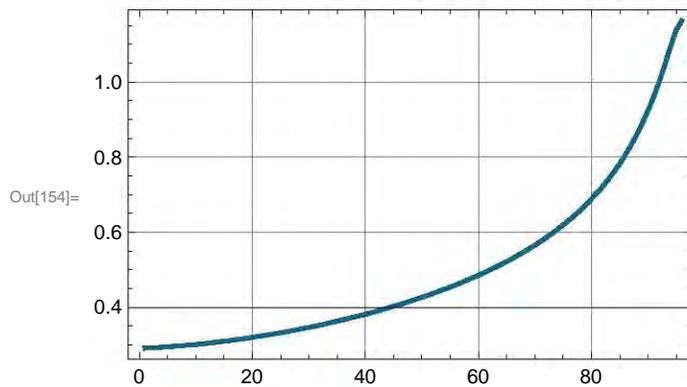
Show[Fig1,DisplayFunction→$DisplayFunction,ImageSize→300,PlotRange→ All]
```



■ VENTAJA MECANICA REAL

```
In[152]:= Fuerza1 =
Table[(Norm[FPA] /. SE[j] /. SolPos[j] /. Dat1) / (Norm[FT5] /. SE[j]), {j, 0, ND - 5, 1}];
Fig1 = GraficaColor[Fuerza1, 0.1, 0.4, 0.5];

Show[Fig1, DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300, PlotRange → All]
```



Animación de las fuerzas:

■ Precálculos

```
In[155]:= (*PRECÁLCULOS PARA LAS ANIMACIONES*)
S0 = {0, 0, 0};
S1 = v2;
S2 = S1 + v3;
S3 = S1 + v3β;
S4 = v1;
S5 = -v7 + v5;
S6 = v2α;
S7 = -v7;
S8 = r2 * {Cos[θ2 + α], Sin[θ2 + α], 0} /. Dat1;
SA = R12a;
SB = R12b;
SAUX = S7 + Raux;
ST = S7 + RT5;
```

■ Para el cuerpo 2

In[214]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,

```

es2 = Line[{S0[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es2 $_{\alpha}$  = Line[{S0[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 = Line[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 $_{\beta}$  = Line[{S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es4 = Line[{S4[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es5 = Line[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es6 = Line[{S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es7 = Line[{S8[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es8 = Line[{S6[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

P = Point[SB[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P1 = Point[S1[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P2 = Point[S2[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P3 = Point[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P4 = Point[S4[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P5 = Point[S5[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P6 = Point[S6[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P7 = Point[S7[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;

(*SECCION CIRCULAR QUE SIMULA LA CORREDERA*)
CORR = Circle[{0, 0}, r2, { $\theta_2$ ,  $\theta_2 + 60^\circ$ }] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

(*POLIGONO QUE DEFINE LAS FALANGES MEDIAL Y DISTAL, CUERPO 3*)
FMD = Polygon[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];

(*GRACIFICACIÓN, OPCIONES DE COLOR,
TRANSPARENCIA Y GROSOR DE LOS ELEMENTOS GEOMÉTRICOS*)

ba2 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2}];
ba2 $_{\alpha}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2 $_{\alpha}$ }];

ba3 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3}];
ba3 $_{\beta}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[1], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3 $_{\beta}$ }];

ba4 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es4}];
ba5 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es5}];
ba6 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es6}];
ba7 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], es7}];
ba8 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es8}];

CIR $_2$  =

```

```

Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed, RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaF}];
CIR3 = Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed,
  RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaG}];
CIR4 = Graphics[{AbsoluteThickness[12], RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], CORR}];

FMDG = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMD}];

Po1 = Graphics[{PointSize[0.04], RGBColor[1, 1, 1], P1}];
Po2 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P2}];
Po3 = Graphics[{PointSize[0.01], RGBColor[1, 1, 1], P3}];
Po4 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P4}];
Po5 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P5}];
Po6 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P6}];
Po7 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P7}];
Po8 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P}];

f1 = Arrow[{S1[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]] + 0.001 * F32[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf1 = Text["F32", S1[[1 ;; 2]] + 0.0011 * F32[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f2 = Arrow[{SA[[1 ;; 2]], SA[[1 ;; 2]] + 0.001 * F12a[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf2 = Text["F12a", SA[[1 ;; 2]] + 0.0012 * F12a[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f3 = Arrow[{SB[[1 ;; 2]], SB[[1 ;; 2]] + 0.001 * F12b[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf3 = Text["F12b", SB[[1 ;; 2]] + 0.0011 * F12b[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f4 = Arrow[{S6[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]] + 0.001 * F62[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf4 = Text["F62", S6[[1 ;; 2]] + 0.0012 * F62[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;

Fu1 = Graphics[{Dashed, Opacity[1, Blue], f1}];
Fu2 = Graphics[{Dashed, Opacity[1, Blue], f2}];
Fu3 = Graphics[{Dashed, Opacity[1, Blue], f3}];
Fu4 = Graphics[{Dashed, Opacity[1, Blue], f4}];

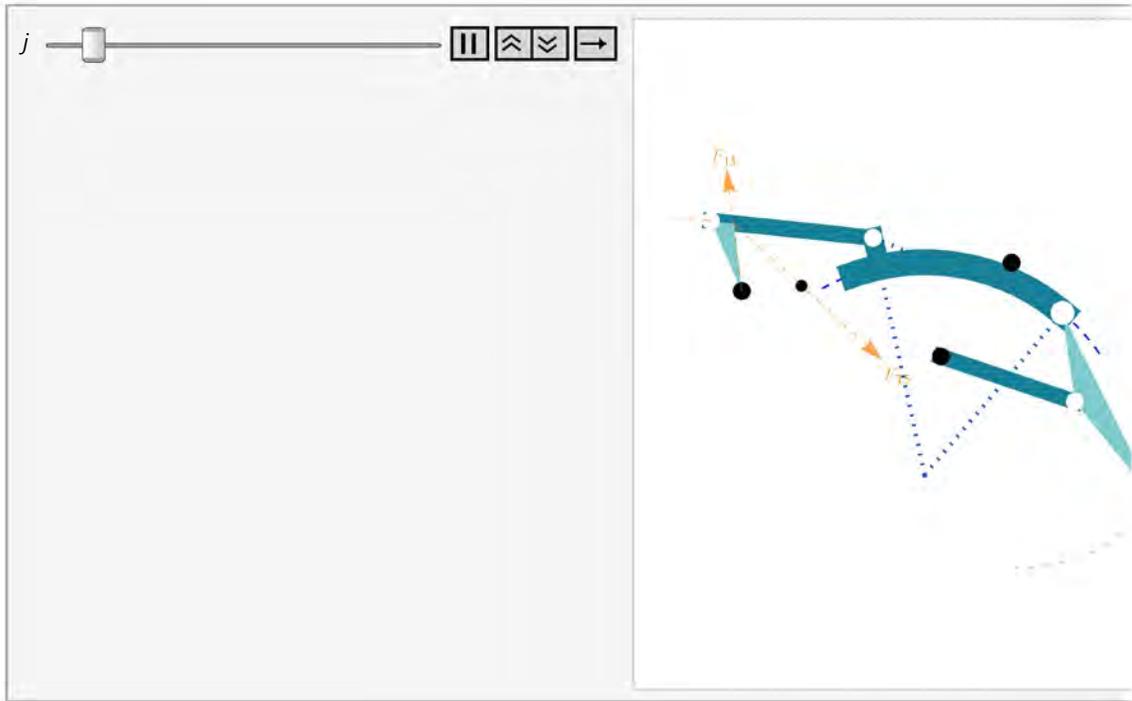
TF1 = Graphics[{Blue, tf1}];
TF2 = Graphics[{Blue, tf2}];
TF3 = Graphics[{Blue, tf3}];
TF4 = Graphics[{Blue, tf4}];

SIMULACION[j] = Show[ba2, ba2α, ba7, CIR3, CIR4, Po8, Fu1, Fu2, Fu3, Fu4, TF1, TF2, TF3,
  TF4, AspectRatio → Automatic, PlotRange → {{-0.075, 0.10}, {-0.03, 0.095}},

```

```
DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 500]  
];  
Animate[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]
```

Out[215]=



■ Para el cuerpo 3

In[218]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,

```

es2 = Line[{S0[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es2 $_{\alpha}$  = Line[{S0[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 = Line[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 $_{\beta}$  = Line[{S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es4 = Line[{S4[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es5 = Line[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es6 = Line[{S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es7 = Line[{S8[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es8 = Line[{S6[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

P = Point[SB[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P1 = Point[S1[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P2 = Point[S2[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P3 = Point[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P4 = Point[S4[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P5 = Point[S5[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P6 = Point[S6[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P7 = Point[S7[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;

(*SECCION CIRCULAR QUE SIMULA LA CORREDERA*)
CORR = Circle[{0, 0}, r2, { $\theta_2$ ,  $\theta_2 + 60^\circ$ }] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

(*POLIGONO QUE DEFINE LAS FALANGES MEDIAL Y DISTAL, CUERPO 3*)
FMD = Polygon[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];

(*GRACIFICACIÓN, OPCIONES DE COLOR,
TRANSPARENCIA Y GROSOR DE LOS ELEMENTOS GEOMÉTRICOS*)

ba2 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2}];
ba2 $_{\alpha}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2 $_{\alpha}$ }];

ba3 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3}];
ba3 $_{\beta}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[1], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3 $_{\beta}$ }];

ba4 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es4}];
ba5 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es5}];
ba6 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es6}];
ba7 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es7}];
ba8 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es8}];

CIR $_2$  =

```

```

Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed, RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaF}];
CIR3 = Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed,
  RGBColor[0.1, 0.1, 0.9], TrayectoriaG}];
CIR4 = Graphics[{AbsoluteThickness[13], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], CORR}];

FMDG = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMD}];

Po1 = Graphics[{PointSize[0.04], RGBColor[1, 1, 1], P1}];
Po2 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P2}];
Po3 = Graphics[{PointSize[0.01], RGBColor[1, 1, 1], P3}];
Po4 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P4}];
Po5 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P5}];
Po6 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P6}];
Po7 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P7}];
Po8 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P}];

f1 = Arrow[{S1[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]] + 0.001 * -F32[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf1 = Text["F32", S1[[1 ;; 2]] + 0.0011 * -F32[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f2 = Arrow[{S2[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]] + 0.001 * F43[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf2 = Text["F43", S2[[1 ;; 2]] + 0.0012 * F43[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f3 = Arrow[{S3[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]] + 0.001 * FPA[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf3 = Text["FPA", S3[[1 ;; 2]] + 0.0011 * FPA[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;

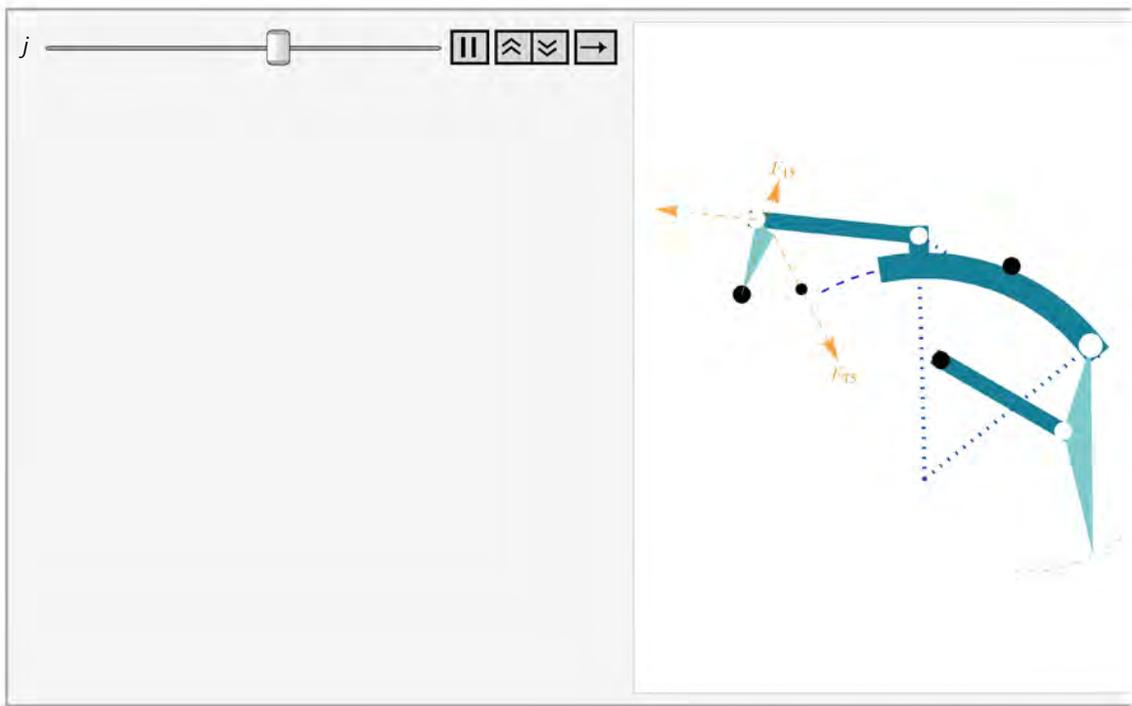
Fu1 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f1}];
Fu2 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f2}];
Fu3 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f3}];

TF1 = Graphics[{Orange, tf1}];
TF2 = Graphics[{Orange, tf2}];
TF3 = Graphics[{Orange, tf3}];

SIMULACION[j] = Show[ba2, ba4, ba5, ba6, ba2 $\alpha$ , ba7, ba8, CIR2, CIR3, CIR4,
  FMDG, Po1, Po2, Po3, Po4, Po5, Po6, Po7, Po8, Fu1, Fu2, Fu3, TF1, TF2, TF3,
  AspectRatio  $\rightarrow$  Automatic, PlotRange  $\rightarrow$  {{-0.075, 0.10}, {-0.03, 0.095}},
  DisplayFunction  $\rightarrow$  $DisplayFunction, ImageSize  $\rightarrow$  300]
];
Animate[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]

```

Out[219]=



■ Para el cuerpo 4

In[220]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,

```

es2 = Line[{S0[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es2 $_{\alpha}$  = Line[{S0[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 = Line[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 $_{\beta}$  = Line[{S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es4 = Line[{S4[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es5 = Line[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es6 = Line[{S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es7 = Line[{S8[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es8 = Line[{S6[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

P = Point[SB[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P1 = Point[S1[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P2 = Point[S2[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P3 = Point[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P4 = Point[S4[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P5 = Point[S5[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P6 = Point[S6[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P7 = Point[S7[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;

(*SECCION CIRCULAR QUE SIMULA LA CORREDERA*)
CORR = Circle[{0, 0}, r2, { $\theta_2$ ,  $\theta_2 + 60^\circ$ }] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

(*POLIGONO QUE DEFINE LAS FALANGES MEDIAL Y DISTAL, CUERPO 3*)
FMD = Polygon[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];

(*GRACIFICACIÓN, OPCIONES DE COLOR,
TRANSPARENCIA Y GROSOR DE LOS ELEMENTOS GEOMÉTRICOS*)

ba2 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2}];
ba2 $_{\alpha}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2 $_{\alpha}$ }];

ba3 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3}];
ba3 $_{\beta}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[1], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3 $_{\beta}$ }];

ba4 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es4}];
ba5 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es5}];
ba6 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es6}];
ba7 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es7}];
ba8 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es8}];

CIR $_2$  =

```

```

Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed, RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaF}];
CIR3 = Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed,
  RGBColor[0.1, 0.1, 0.9], TrayectoriaG}];
CIR4 = Graphics[{AbsoluteThickness[13], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], CORR}];

FMDG = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMD}];

Po1 = Graphics[{PointSize[0.04], RGBColor[1, 1, 1], P1}];
Po2 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P2}];
Po3 = Graphics[{PointSize[0.01], RGBColor[1, 1, 1], P3}];
Po4 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P4}];
Po5 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P5}];
Po6 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P6}];
Po7 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P7}];
Po8 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P}];

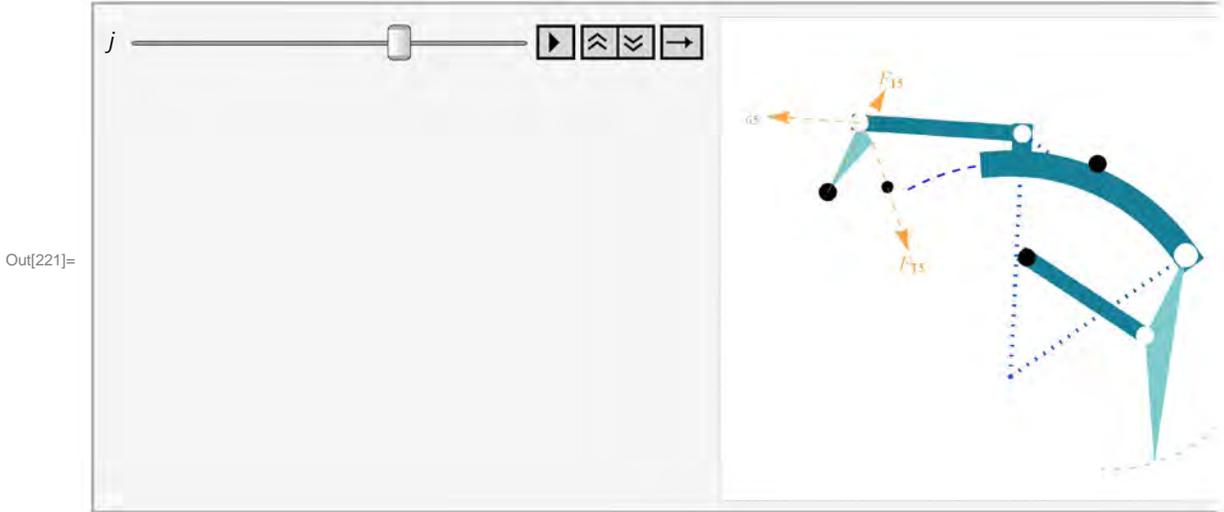
f1 = Arrow[{S4[[1 ;; 2]], S4[[1 ;; 2]] + 0.001 * F14[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf1 = Text["F14", S4[[1 ;; 2]] + 0.0011 * F14[[1 ;; 2]]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f2 = Arrow[{S2[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]] + 0.001 * -F43[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf2 = Text["F34", S2[[1 ;; 2]] + 0.0012 * -F43[[1 ;; 2]]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f3 = Arrow[{S2[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]] + 0.001 * FPB[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf3 = Text["FPB", S2[[1 ;; 2]] + 0.0011 * FPB[[1 ;; 2]]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;

Fu1 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f1}];
Fu2 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f2}];
Fu3 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f3}];

TF1 = Graphics[{Orange, tf1}];
TF2 = Graphics[{Orange, tf2}];
TF3 = Graphics[{Orange, tf3}];

SIMULACION[j] = Show[ba2, ba4, ba5, ba6, ba2 $\alpha$ , ba7, ba8, CIR2, CIR3, CIR4,
  FMDG, Po1, Po2, Po3, Po4, Po5, Po6, Po7, Po8, Fu1, Fu2, Fu3, TF1, TF2, TF3,
  AspectRatio → Automatic, PlotRange → {{-0.075, 0.10}, {-0.03, 0.095}},
  DisplayFunction → $DisplayFunction, ImageSize → 300]
];
Animate[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]

```



■ Para cuerpo 5

In[222]:= For[j = 0, j ≤ ND, j += 1,

```

es2 = Line[{S0[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es2 $_{\alpha}$  = Line[{S0[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 = Line[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 $_{\beta}$  = Line[{S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es4 = Line[{S4[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es5 = Line[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es6 = Line[{S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es7 = Line[{S8[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es8 = Line[{S6[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

```

```

P = Point[SB[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P1 = Point[S1[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P2 = Point[S2[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P3 = Point[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P4 = Point[S4[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P5 = Point[S5[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P6 = Point[S6[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P7 = Point[S7[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
PAUX = Point[SAUX[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;

```

```

(*SECCION CIRCULAR QUE SIMULA LA CORREDERA*)
CORR = Circle[{0, 0}, r2, { $\theta_2$ ,  $\theta_2 + 60^\circ$ }] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;

```

```

(*POLIGONO QUE DEFINE LAS FALANGES MEDIAL Y DISTAL, CUERPO 3*)
FMD = Polygon[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];
FMG = Polygon[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];

```

```

(*GRACIFICACIÓN, OPCIONES DE COLOR,
TRANSPARENCIA Y GROSOR DE LOS ELEMENTOS GEOMÉTRICOS*)

```

```

ba2 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2}];
ba2 $_{\alpha}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2 $_{\alpha}$ }];

```

```

ba3 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3}];
ba3 $_{\beta}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[1], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3 $_{\beta}$ }];

```

```

ba4 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es4}];
ba5 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es5}];
ba6 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es6}];
ba7 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es7}];
ba8 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es8}];

```

```

CIR2 =
Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed, RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaF}];
CIR3 = Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed,
RGBColor[0.1, 0.1, 0.9], TrayectoriaG}];
CIR4 = Graphics[{AbsoluteThickness[13], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], CORR}];

FMDG = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMD}];
FMDH = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMG}];

Po1 = Graphics[{PointSize[0.04], RGBColor[1, 1, 1], P1}];
Po2 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P2}];
Po3 = Graphics[{PointSize[0.01], RGBColor[1, 1, 1], P3}];
Po4 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P4}];
Po5 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P5}];
Po6 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P6}];
Po7 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P7}];
Po8 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P}];
Po9 = Graphics[{PointSize[0.02], RGBColor[0, 0, 0], PAUX}];

f1 = Arrow[{S7[[1 ;; 2]], S7[[1 ;; 2]] + 0.001 * F15[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
SE[j] /. Dat1;
tf1 = Text["F15", S7[[1 ;; 2]] + 0.0011 * F15[[1 ;; 2]]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
Dat1;
f2 = Arrow[{S5[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]] + 0.001 * -F56[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
SE[j] /. Dat1;
tf2 = Text["F65", S5[[1 ;; 2]] + 0.0012 * -F56[[1 ;; 2]]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
Dat1;
f3 = Arrow[{ST[[1 ;; 2]], ST[[1 ;; 2]] + 0.001 * FT5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
SE[j] /. Dat1;
tf3 = Text["FT5", ST[[1 ;; 2]] + 0.0011 * FT5[[1 ;; 2]]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
Dat1;

Fu1 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f1}];
Fu2 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f2}];
Fu3 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f3}];

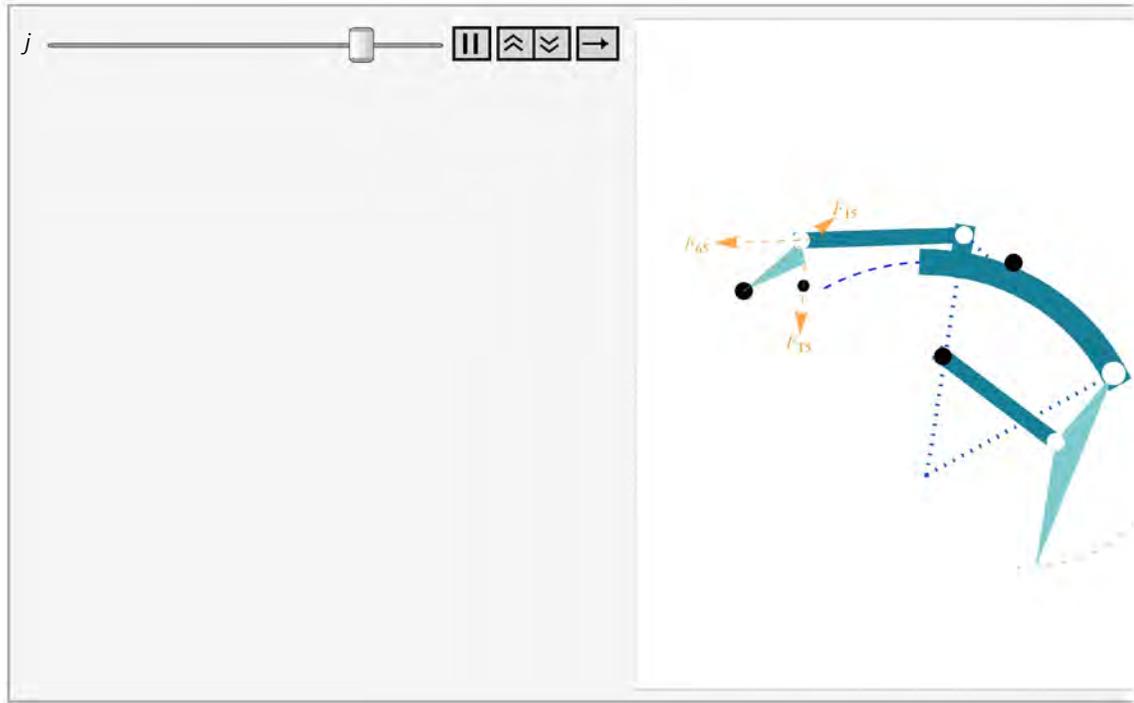
TF1 = Graphics[{Orange, tf1}];
TF2 = Graphics[{Orange, tf2}];
TF3 = Graphics[{Orange, tf3}];

SIMULACION[j] = Show[ba2, ba4, ba6, ba2a, ba7, ba8, CIR2, CIR3, CIR4, FMDG,
FMDH, Po1, Po2, Po3, Po4, Po5, Po6, Po7, Po8, Po9, Fu1, Fu2, Fu3, TF1, TF2,
TF3, AspectRatio  $\rightarrow$  Automatic, PlotRange  $\rightarrow$  {{-0.08, 0.10}, {-0.03, 0.1}},

```

```
DisplayFunction -> $DisplayFunction, ImageSize -> 300]  
];  
Animate[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]
```

Out[223]=



■ Para cuerpo 6

For [j = 0, j ≤ ND, j += 1,

```
es2 = Line[{S0[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es2 $_{\alpha}$  = Line[{S0[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 = Line[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es3 $_{\beta}$  = Line[{S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es4 = Line[{S4[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es5 = Line[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es6 = Line[{S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es7 = Line[{S8[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
es8 = Line[{S6[[1 ;; 2]], S1[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
```

```
P = Point[SB[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P1 = Point[S1[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P2 = Point[S2[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P3 = Point[S3[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P4 = Point[S4[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P5 = Point[S5[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P6 = Point[S6[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
P7 = Point[S7[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
PAUX = Point[SAUX[[1 ;; 2]] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$ ;
```

```
(*SECCION CIRCULAR QUE SIMULA LA CORREDERA*)
CORR = Circle[{0, 0}, r2, { $\theta_2$ ,  $\theta_2 + 60^\circ$ }] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. Dat1;
```

```
(*POLIGONO QUE DEFINE LAS FALANGES MEDIAL Y DISTAL, CUERPO 3*)
FMD = Polygon[{S1[[1 ;; 2]], S2[[1 ;; 2]], S3[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];
FMG = Polygon[{S7[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]]} /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SolPos[j];
```

```
(*GRACIFICACIÓN, OPCIONES DE COLOR,
TRANSPARENCIA Y GROSOR DE LOS ELEMENTOS GEOMÉTRICOS*)
```

```
ba2 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2}];
ba2 $_{\alpha}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es2 $_{\alpha}$ }];
```

```
ba3 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3}];
ba3 $_{\beta}$  = Graphics[{AbsoluteThickness[1], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es3 $_{\beta}$ }];
```

```
ba4 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es4}];
ba5 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es5}];
ba6 = Graphics[{AbsoluteThickness[8], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es6}];
ba7 = Graphics[{AbsoluteThickness[10], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], es7}];
ba8 = Graphics[{AbsoluteThickness[2], Dotted, RGBColor[0, 0.3, 0.8], es8}];
```

```

CIR2 =
  Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed, RGBColor[0.8, 0.8, 0.8], TrayectoriaF}];
CIR3 = Graphics[{AbsoluteThickness[1], Dashed,
  RGBColor[0.1, 0.1, 0.9], TrayectoriaG}];
CIR4 = Graphics[{AbsoluteThickness[13], RGBColor[0.1, 0.5, 0.6], CORR}];

FMDG = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMD}];
FMDH = Graphics[{RGBColor[0.5, 0.8, 0.8], FMG}];

Po1 = Graphics[{PointSize[0.04], RGBColor[1, 1, 1], P1}];
Po2 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P2}];
Po3 = Graphics[{PointSize[0.01], RGBColor[1, 1, 1], P3}];
Po4 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P4}];
Po5 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P5}];
Po6 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[1, 1, 1], P6}];
Po7 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P7}];
Po8 = Graphics[{PointSize[0.03], RGBColor[0, 0, 0], P}];
Po9 = Graphics[{PointSize[0.02], RGBColor[0, 0, 0], PAUX}];

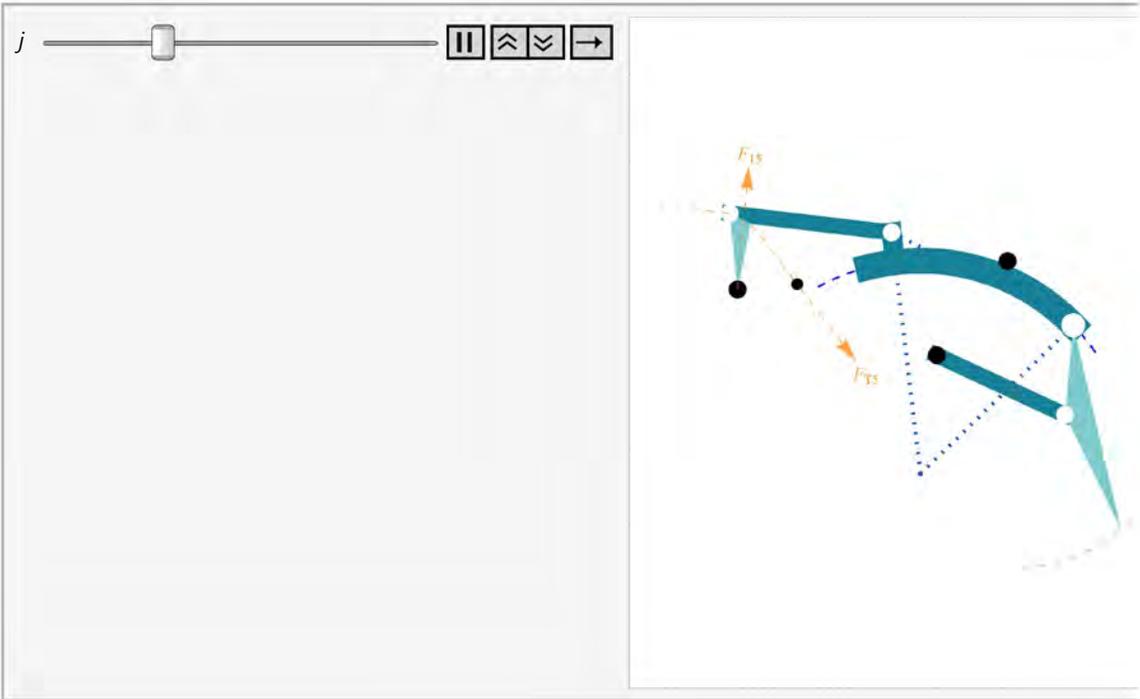
f1 = Arrow[{S5[[1 ;; 2]], S5[[1 ;; 2]] + 0.001 * F56[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf1 = Text["F56", S5[[1 ;; 2]] + 0.0011 * F56[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;
f2 = Arrow[{S6[[1 ;; 2]], S6[[1 ;; 2]] + 0.001 * -F62[[1 ;; 2]]} /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /.
  SE[j] /. Dat1;
tf2 = Text["F26", S6[[1 ;; 2]] + 0.0012 * -F62[[1 ;; 2]] /. SolPos[j] /.  $\theta_2 \rightarrow X[j]$  /. SE[j] /.
  Dat1;

Fu1 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f1}];
Fu2 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f2}];
Fu3 = Graphics[{Dashed, Opacity[0.7, Orange], f3}];

TF1 = Graphics[{Orange, tf1}];
TF2 = Graphics[{Orange, tf2}];
TF3 = Graphics[{Orange, tf3}];

SIMULACION[j] = Show[ba2, ba4, ba6, ba2 $\alpha$ , ba7, ba8, CIR2, CIR3, CIR4,
  FMDG, FMDH, Po1, Po2, Po3, Po4, Po5, Po6, Po7, Po8, Fu1, Fu2, TF1, TF2,
  AspectRatio  $\rightarrow$  Automatic, PlotRange  $\rightarrow$  {{-0.075, 0.10}, {-0.03, 0.095}},
  DisplayFunction  $\rightarrow$  $DisplayFunction, ImageSize  $\rightarrow$  300]
];
Animate[SIMULACION[j], {j, 0, ND, 1}]

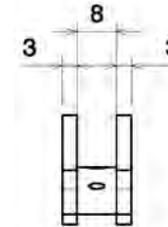
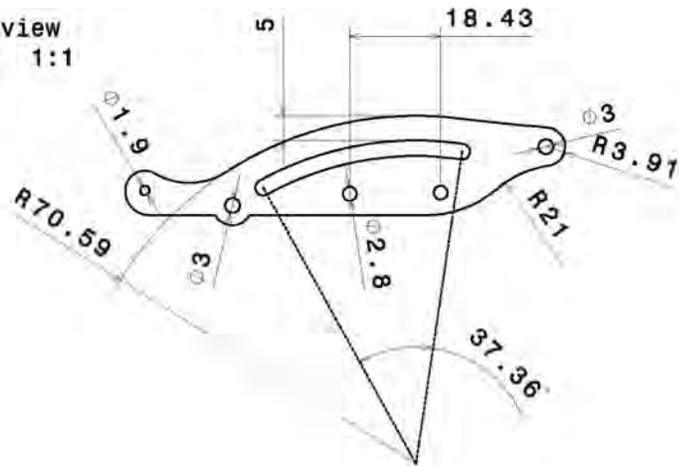
```



Apéndice C

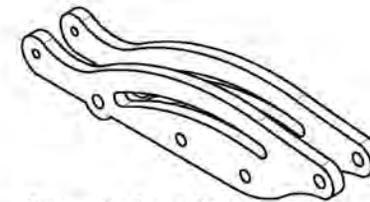
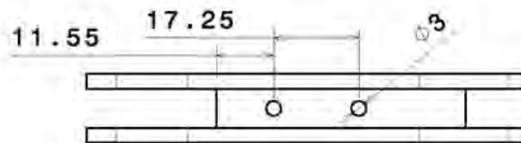
Planos (configuraciones NA y NC)

Front view
Scale: 1:1



Left view
Scale: 1:1

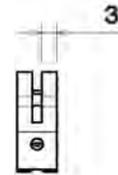
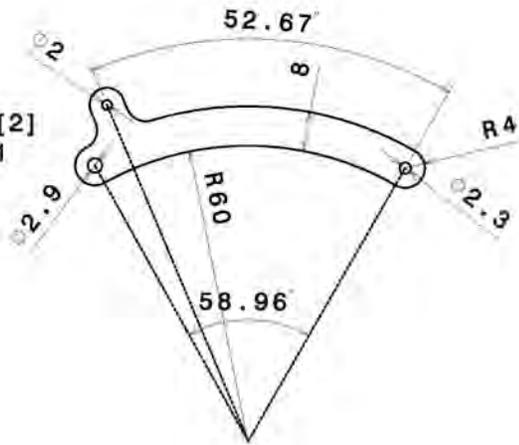
Top view
Scale: 1:1



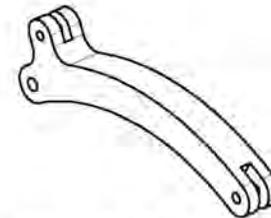
Isometric view
Scale: 1:1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.				I	-
FECHA: 21/04/2012				CDMIT, F.I. UNAM	H
CHEQUEO POR:		FECHA:		G	-
TAM. DE HOJA: A3		PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		F	-
ESCALA: 1:1		NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NA) CUERPO:1	SHEET 1/12	E	-
REV 1				D	-
Esta dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.				C	-
				B	-
				A	-

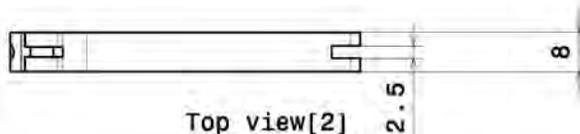
Front view[2]
Scale: 1:1



Left view[2]
Scale: 1:1

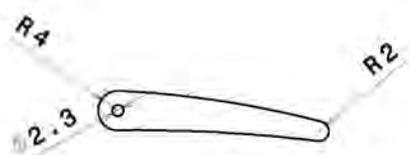


Isometric view[2]
Scale: 1:1

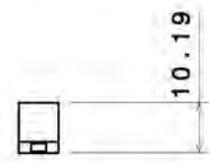


Top view[2]
Scale: 1:1

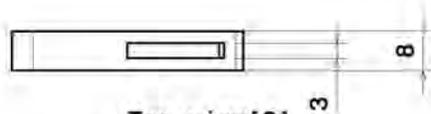
DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.				I	-
FECHA: 21/04/2012				CDMIT, F.I. UNAM	
CHEQUEO POR:		FECHA:		G	-
TAM. DE HOJA: A3		PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		F	-
ESCALA: 1:1		NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NA) CUERPO:2		E	-
REV 1		SHEET 2/12		D	-
Esta dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.				C	-
				B	-
				A	-



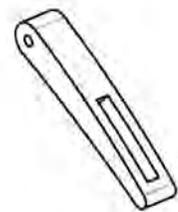
Front view[3]
Scale: 1:1



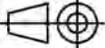
Left view[3]
Scale: 1:1

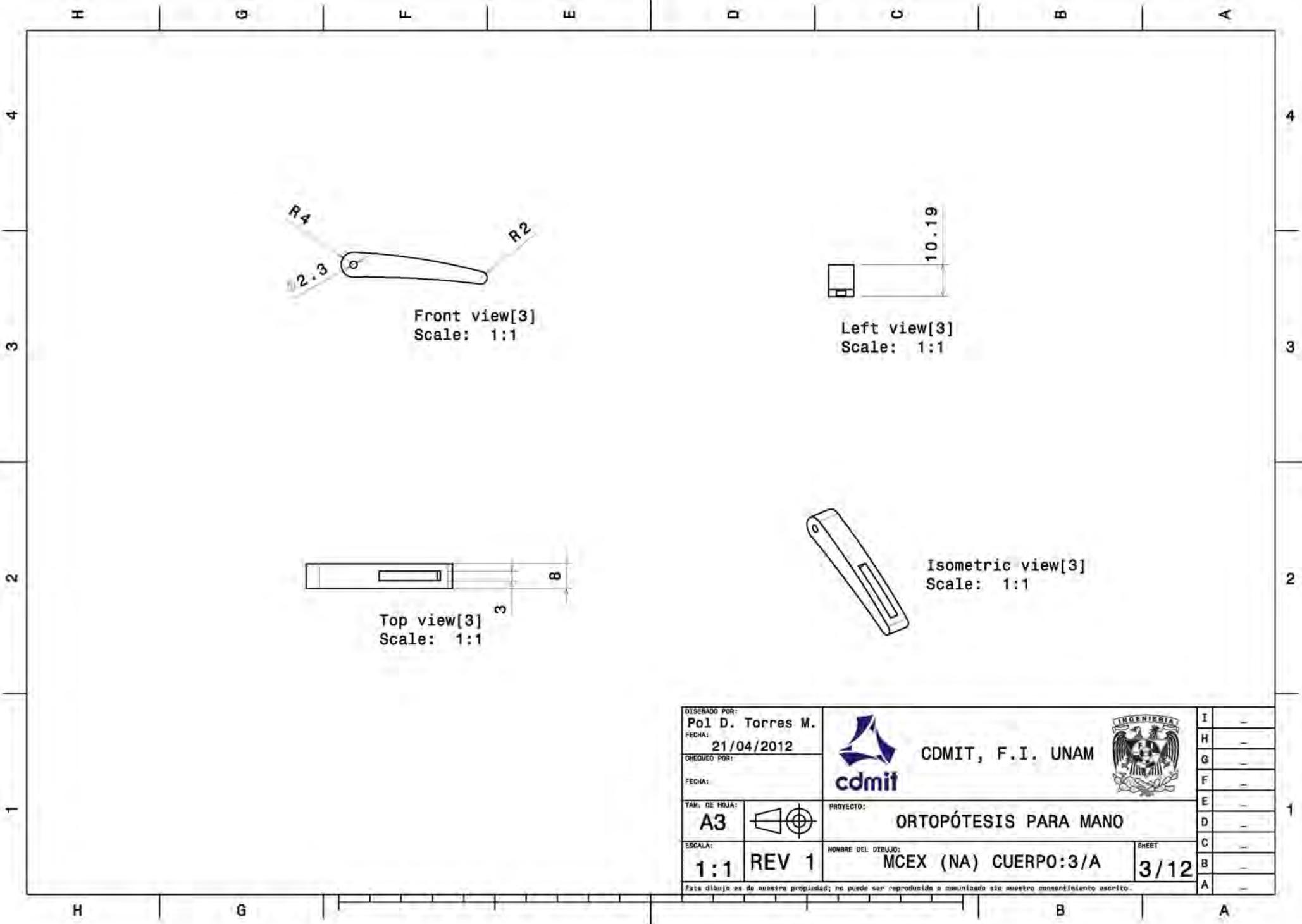


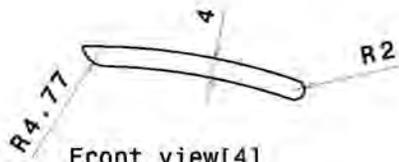
Top view[3]
Scale: 1:1



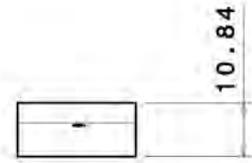
Isometric view[3]
Scale: 1:1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.		 CDMIT, F.I. UNAM		I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
CHEQUEO POR:		E	-	G	-
FECHA:		D	-	F	-
TAM. DE HOJA: A3		C	-	E	-
		B	-	D	-
PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		A	-	C	-
ESCALA: 1:1		NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NA) CUERPO:3/A		SHEET 3/12	
<small>Este dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.</small>					

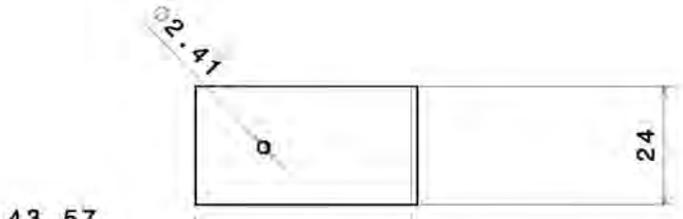




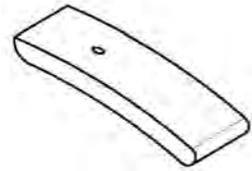
Front view[4]
Scale: 1:1



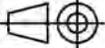
Left view[4]
Scale: 1:1



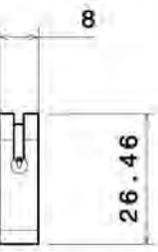
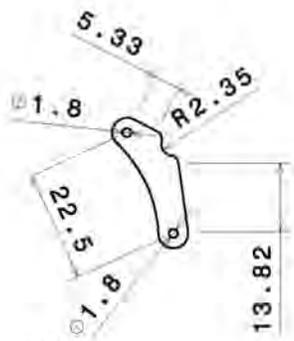
Top view[4]
Scale: 1:1



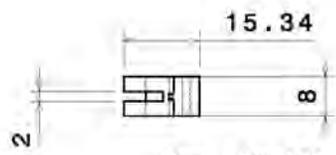
Isometric view[4]
Scale: 1:1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.		 CDMIT, F.I. UNAM		I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
DIBUJADO POR:			PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO	G	-
FECHA:				E	-
TAM. DE HOJA: A3	ESCALA: 1:1 REV 1	NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NA) CUERPO:3/B		D	-
SHEET 4/12		C	-		
<small>Este dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.</small>				B	-
				A	-

Front view[5]
Scale: 1:1



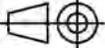
Left view[5]
Scale: 1:1



Top view[5]
Scale: 1:1

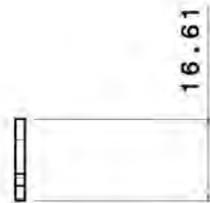
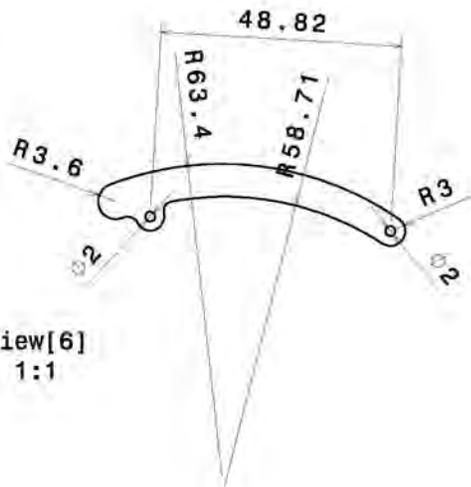


Isometric view[5]
Scale: 1:1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.		 CDMIT, F.I. UNAM		I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
DIBUJADO POR:		cdmit		G	-
FECHA:				F	-
TAM. DE HOJA: A3		PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		E	-
ESCALA: 1:1		REV 1	NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NA) CUERPO:5		D
		SHEET 5/12		C	-
				B	-
				A	-

Este dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.

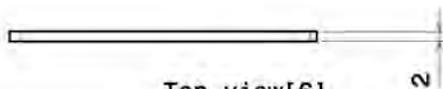
Front view[6]
Scale: 1:1



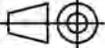
Left view[6]
Scale: 1:1



Isometric view[6]
Scale: 1:1

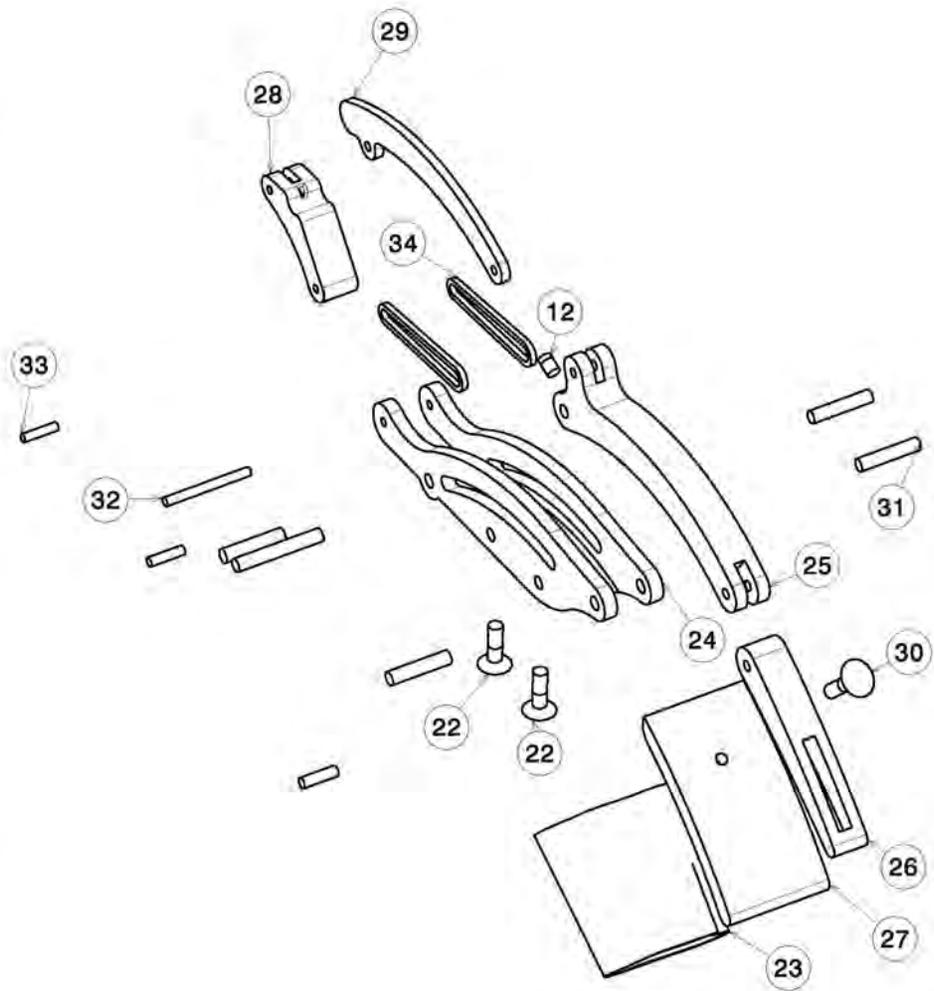


Top view[6]
Scale: 1:1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.		 CDMIT, F.I. UNAM		I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
DIBUJADO POR:			ORTOPÓTESIS PARA MANO	G	-
FECHA:				F	-
TAM. DE HOJA: A3	PROYECTO:		MCEX (NA) CUERPO:6	E	-
ESCALA: 1:1	REV 1	NOMBRE DEL DIBUJO:		6/12	D
Esta dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.		SHEET			C
				B	-
				A	-

H G F E D C B A

4
3
2
1



Bill of Material:
MCEX_MG

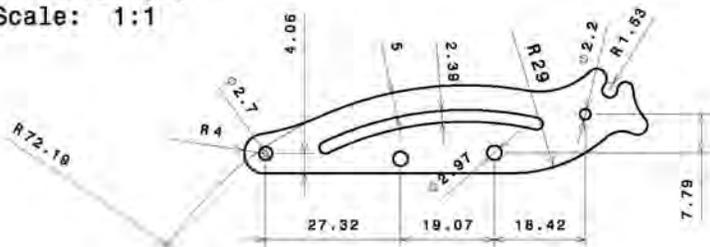
Number	Quantity
22	2
23	1
24	1
25	1
26	1
27	1
28	1
29	1
30	1
12	1
31	2
32	4
33	3
34	2

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.				I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
CHEQUEO POR:		CDMIT, F.I. UNAM		G	-
FECHA:				F	-
TAM. DE HOJA: A3		PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		E	-
ESCALA: 1:1		NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NA)		D	-
REV 1			C	-	
			B	-	
			A	-	

Este dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.

H G F E D C B A

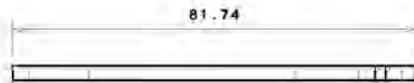
Front view[7]
Scale: 1:1



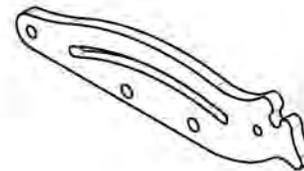
Left view[7]
Scale: 1:1

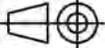


Top view[7]
Scale: 1:1



Isometric view[8]
Scale: 1:1



DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.				I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
CHEQUEO POR:		CDMIT, F.I. UNAM		G	-
FECHA:		PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		F	-
TAM. DE HOJA: A3		NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NC) CUERPO:1(CARA)		E	-
ESCALA: 1:1		REV 1	SHEET 8/12		D
Esta dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.				C	-
				B	-
				A	-

H G F E D C B A

4

3

2

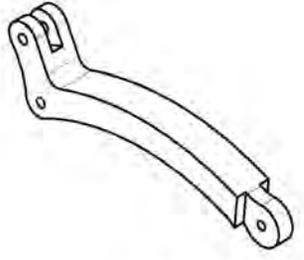
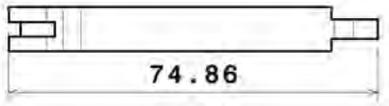
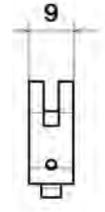
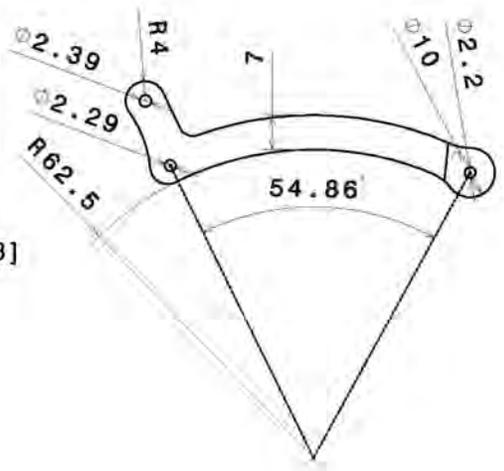
1

4

3

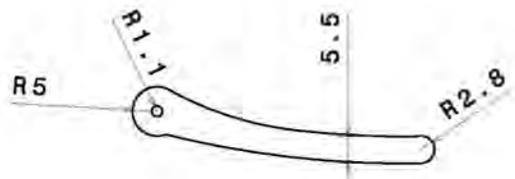
2

1

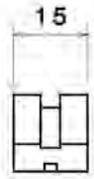


DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.		 CDMIT, F.I. UNAM		I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
CHEQUEO POR:				G	-
FECHA:				F	-
TAM. DE HOJA: A3		PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		E	-
ESCALA: 1:1		NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NC) CUERPO:2		D	-
REV 1		9/12		C	-
Esta dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.				B	-
				A	-

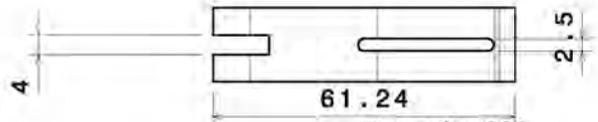
H G F E D C B A



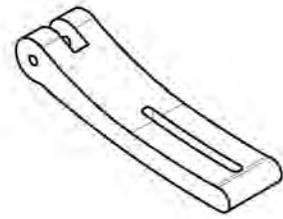
Front view[9]
Scale: 1:1



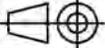
Left view[9]
Scale: 1:1



Top view[9]
Scale: 1:1

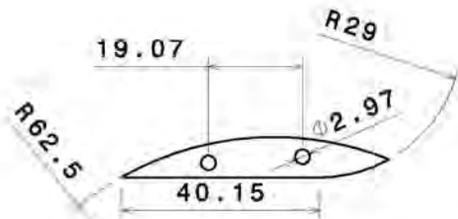


Isometric view[10]
Scale: 1:1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.		 CDMIT, F.I. UNAM		I	-	
FECHA: 21/04/2012				H	-	
CHEQUEO POR:				G	-	
FECHA:				F	-	
TAM. DE HOJA: A3			PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		E	-
ESCALA: 1:1			NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NC) CUERPO:3		D	-
REV 1				C	-	
				B	-	
				A	-	

Este dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.

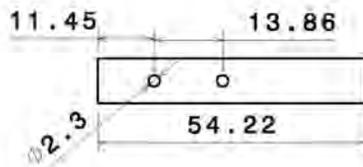
SHEET
10/12



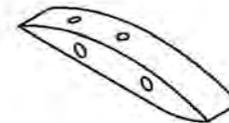
Front view[10]
Scale: 1:1



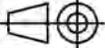
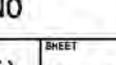
Left view[10]
Scale: 1:1

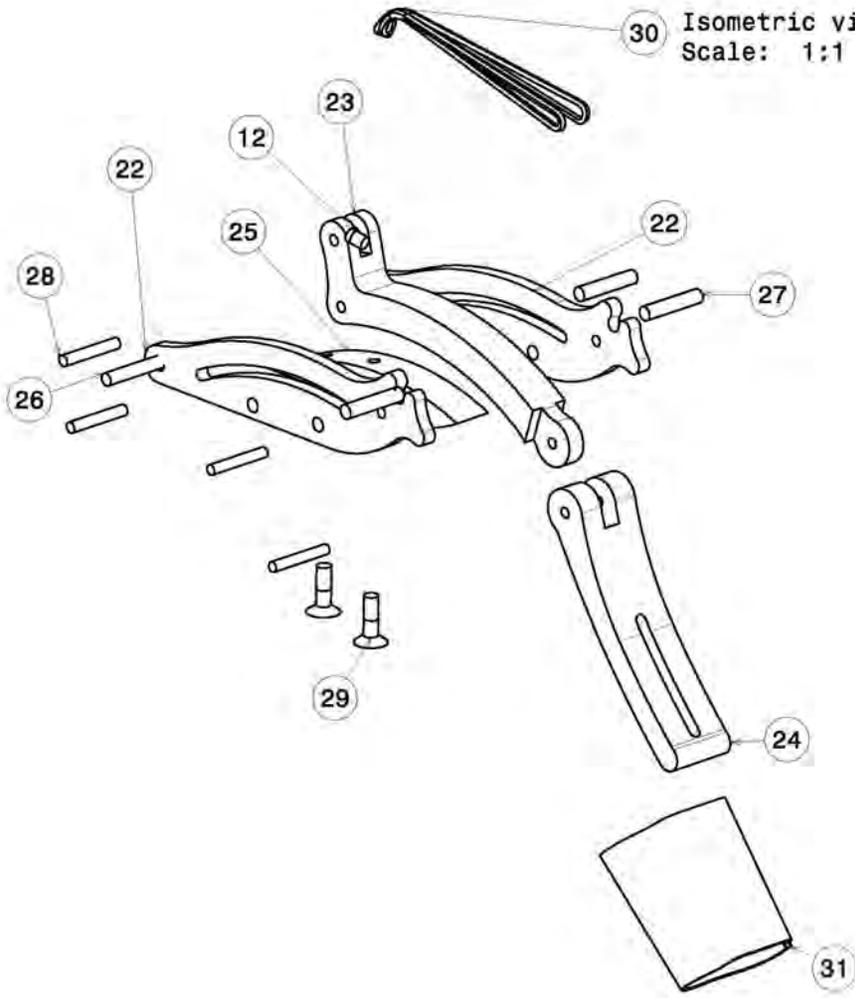


Top view[10]
Scale: 1:1



Isometric view[11]
Scale: 1:1

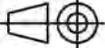
DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.			CDMIT, F.I. UNAM		I	-
FECHA: 21/04/2012					H	-
DIBUJADO POR:			PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO		G	-
FECHA:					E	-
TAM. DE HOJA: A3	ESCALA: 1:1	REV 1	NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NC) CUERPO:1(BASE)	SHEET 11/12	D	-
Esta dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.					C	-
					B	-
					A	-



30 Isometric view[12]
Scale: 1:1

Bill of
Material:
MCEX_MC

Number	Quantity
22	2
23	1
24	1
25	1
26	4
27	2
28	3
12	1
29	2
30	1
31	1

DISEÑADO POR: Pol D. Torres M.				I	-
FECHA: 21/04/2012				H	-
DIBUJADO POR:			PROYECTO: ORTOPÓTESIS PARA MANO	G	-
FECHA:				F	-
TAM. DE HOJA: A3	ESCALA: 1:1	NOMBRE DEL DIBUJO: MCEX (NC)		E	-
		REVISIONES: REV 1		D	-
		SHEET 12/12		C	-
				B	-
				A	-

Este dibujo es de nuestra propiedad; no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro consentimiento escrito.

Fuentes impresas

- [1] Dr. Luis Manuel Ávalos Chavez. *Lesiones al nacimiento*. Cap 14. 2004.
- [2] C.W. Chuang y J.J. Lee. “Topological Synthesis of Underactuated Passively Adaptive Finger Mechanisms”. En: *13th World Congress in Mechanism and Machine Science* (2011). Guanajuato, México.
- [6] John Howland L. Emmet Holt. *Tratado de Pediatría*. Vol. 1. Uteha, 1947, págs. 127-147.
- [7] Isidro Espinosa de los Reyes. “Trauma Obstétrico: Factores de Riesgo”. En: *Instituto Nacional de Perinatología* (2008).
- [12] A. Peña. “Incidencia de lesiones asociadas al nacimiento en recién nacidos”. En: *Rev Med IMSS* 42 (2004), págs. 25-30.
- [14] J.F. Kramer y col. “Force-feedback interface device for the hand”. English. Pat. 6,413,229. US Patent. 2002.
- [17] P. Stergiopoulos, P. Fuchs y C. Laugeau. “Design of a 2-finger hand exoskeleton for VR grasping simulation”. En: *Eurohaptics, Dublin, Ireland* (2003), págs. 80-93.
- [18] TT Worsnopp y col. “An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke”. En: *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*. IEEE. 2007, págs. 896-901.
- [19] I.H. Ertas y col. “Finger exoskeleton for treatment of tendon injuries”. En: *IEEE ASSP Magazine* (2009), págs. 194-201.
- [20] J. Wang y col. “Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation”. En: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. IEEE. 2009, págs. 5957-5960.

- [21] L. Lucas, M. DiCicco e Y. Matsuoka. “An EMG-controlled hand exoskeleton for natural pinching”. En: *Journal of Robotics and Mechatronics* 16 (2004), págs. 482-488.
- [22] Soto Y. José H. Brizuela M. Jorge. “Aplicación de Músculos Neumáticos en Equipo de Rehabilitación de Miembro Superior a Nivel de Dedos”. En: *SOMIM* (2011).
- [23] D.D. Didrick y col. “Articulated artificial finger assembly”. English. Pat. 6908489B2. US Patent. 2005.
- [24] B.L. Shields y col. “An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities”. En: *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on* 27.5 (1997), págs. 668-673.
- [25] J.F. Farrell y H.B. Hoffman. “Dynamic Hand Splint, Saebo®”. Pat. 20,050/273,027. US Patent. 2005.
- [26] NSK Ho y col. “An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation”. En: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE. 2011, págs. 1-5.
- [29] Dr. Antonio Luis Solano Urrutia. *Las leyes de la ortopedia*. 2006.
- [30] Margareta Nordin. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. LEA & FEBIGER Philadelphia, London, 1989.
- [33] Rosa Itzel Florez Luna y Ana Marissa Juárez Mendoza. “Diseño de Prótesis Mecatrónica de Mano”. Tesis de lic. UNAM, 2007.
- [34] Dr. Carlos Arce. *Ortesis de miembros superiores*. Medicina de Rehabilitación. Lima Perú, 2005.
- [35] A. I. Kapandji. *Fisiología Articular*. Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [37] Robert L. Norton. *Diseño de Maquinaria: Síntesis y Análisis de máquinas y mecanismos*. McGrawHill, 2007.
- [38] Martín Alejo Pucheta. “Métodos Computacionales para el Diseño y Síntesis design Mecanismos Planos”. Tesis doct. Universidad Nacional del Litoral, 2008.

- [39] G. Cristobal y J. Antonio. “Método dimensional óptimo de sistemas multicuerpo con restricciones dinámicas: aplicación al diseño de mecanismos planos”. Tesis doct. Universidad de La Rioja, 2003.
- [40] V. Rappaport. “Computer-aided design of mechanical linkages”. En: *Proceedings of the 1971 26th annual conference*. ACM. 1971, págs. 397-413.
- [41] Y. Lu. “Using CAD functionalities for the kinematics analysis of spatial parallel manipulators with 3-, 4-, 5-, 6-linearly driven limbs”. En: *Mechanism and machine theory* 39.1 (2004), págs. 41-60.
- [42] L.G. Reifschneider. “Teaching kinematic synthesis of linkages without complex mathematics”. En: *Journal of Industrial Technology* 21.4 (2005), págs. 1-16.
- [43] E.C. Kinzel, J.P. Schmiedeler y G.R. Pennock. “Function generation with finitely separated precision points using geometric constraint programming”. En: *Journal of Mechanical Design* 129 (2007), pág. 1185.
- [44] E.C. Kinzel, J.P. Schmiedeler y G.R. Pennock. “Kinematic synthesis for finitely separated positions using geometric constraint programming”. En: *Journal of Mechanical Design* 128 (2006), pág. 1070.
- [45] Robert Joan Arinyo. “Basics on Geometric Constraint Solving”. En: *Escola Técnica Superior d’Enginyeria Industrial de Barcelona, Universitat Politècnica de Catalunya* (2009).
- [46] J.C.R. Paigez. “A Geometric Constraint Solver”. En: *Department of Computer Science, Purdue University* IN 47907-1398 (1994).
- [47] X.S. Gao, C.M. Hoffmann y Yang W.Q. “Solving spatial basic geometric constraint configurations with locus intersection”. En: *Proceedings of the seventh ACM symposium on Solid modeling and applications*. ACM. 2002, págs. 95-104.
- [48] C. Jermann y col. “A constraint programming approach for solving rigid geometric systems”. En: *Universite de Nice. Sophia Antipolis, I3S, ESSI* (2000), págs. 233-248.
- [49] SS Ambike y JP Schmiedeler. “Application of geometric constraint programming to the kinematic design of three-point hitches”. En: *American Society of Agricultural and Biological Engineers* 23 (2007), págs. 13-21. URL: www.asabe.org.

- [51] Steven D. Eppinger Karl T. Ulrich. *Diseño y Desarrollo de Productos: Enfoque Multidisciplinario*. McGrawHill, 2005.
- [52] Hoffmann® Stryker Corporation. *Dynamic Joint Distractor System*. Brochure. Hoffmann®II Swiss Patent Application: 01-709/94-3. 2001.
- [56] Robert Gregory. *Biomechanics and control of torque production during prehension*. Ed. por VDM Verlag Dr. Muller. Verlag Dr. Muller, 2002.
- [57] R. C. Hibbeler. *Mecánica de Materiales*. Pearson Prentice Hall, 2006.
- [58] Quadrant Engineering Plastic Products. *Products and Applications Guide of Polyolefin Materials*. 3/07 5000. A guide to selection and performance of polyolefin materials. Copyright © 2007 The Quadrant group of companies. 2011.12.17. URL: www.quadrantplastics.com.

Referencias electrónicas

- [3] Mattopaedia. *plexo braquial*. Wikipedia, enciclopedia libre, Referencia a imagen en página web, consultada en 2011.04.13. URL: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Brachial_plexus_2_es.svg?uselang=es.
- [4] *Formación Continua para Atención Primaria*. Proyecto Limón, Referencia a imagen en página web, consultada en 2011.09.01. URL: <http://www.flickr.com/photos/proyectolimon/1588028861/>.
- [5] Niurka. *Parálisis de Plexo Braquial*. Página web consultada en 2012.01.04. Ilustrados. URL: <http://www.ilustrados.com/tema/11106/Paralisis-plexo-braquial.html>.
- [8] *parálisis de Erb Duchenne*. Universidad Francisco Marroquín, Referencia a imagen en página web, consultada en 2011.05.13. URL: http://medicina.ufm.edu/index.php/Par%C3%A1lisis_de_Erb_Duchenne.
- [9] Dirección General de Información en Salud del SINAIS. *Etadísticas de nacimientos 2008*. Base de datos consultada en 2011.12.14. URL: <http://www.sinais.salud.gob.mx/basesdedatos/index.html>.
- [10] Dirección General de Información en Salud del SINAIS. *Etadísticas de nacimientos 2009*. Base de datos consultada en 2011.12.14. URL: <http://www.sinais.salud.gob.mx/basesdedatos/index.html>.
- [11] Dirección General de Información en Salud del SINAIS. *Etadísticas de nacimientos 2010*. Base de datos consultada en 2011.12.14. URL: <http://www.sinais.salud.gob.mx/basesdedatos/index.html>.
- [13] *Casos Infantiles: Distocia de hombro y lesiones de plexo braquial*. El Despacho Keenan de Leyes. URL: <http://www.keenanlawfirm.com/espanol/our-experience/casos-infantiles/distocia-de-hombro/>.

- [15] Tom Worsnopp. *Hand Masters Reference Page*. Página web consultada en 2011.12.13. URL: http://lims.mech.northwestern.edu/projects/finger_exo.
- [16] Fisioterapia UDABOL. *Ortesis para las Lesiones del Plexo Braquial*. Página web consultada en 2012.06.05. URL: <http://fisio-ortesis.blogspot.mx/2007/08/ortesis-para-las-lesiones-del-plexo.html>.
- [27] Jason Reynolds Mark Conry Ransdall Sims. *Jaeco Orthopedics*. Página web consultada en 2011.12.21. Jaeco Orthopedics®. URL: <http://www.jaecoorthopedic.com/>.
- [28] Broadened Horizons Inc. *PowerGrip Assisted Grasp Orthosis*. Página web consultada en 2011.12.21. Broadened Horizons, Inc., 2007. All rights reserved. URL: <http://www.broadenedhorizons.com/powergrip.htm>.
- [31] *La supercompensación en el entrenamiento*. MASmusculo strongsite © 2012, Referencia a imagen en página web, consultada en 2011.04.04. URL: <http://www.masmusculo.com.es/research/la-supercompensacion-en-el-entrenamiento/>.
- [32] Alfred E. Mann. *NESS H200*. Página web consultada en 2012.01.03. © 2011 Bioness Inc. URL: <http://www.bioness.com/Home.php>.
- [36] Justin M. Harris David W. Stoller Professor D. A. McGrouther Judy C Colditz. *Interactive Hand 3D*. Página web consultada en 2011.12.21. Primal Pictures. URL: http://www.primalpictures.com/Interactive_Hand.aspx.
- [50] Dassault Systems. *CATIA V5R19 User's Documentation*. English. Página web consultada en 2011.12.21. © Dassault Systemes. URL: http://maruf.ca/files/catiahelp/CATIA_P3_default.htm.
- [53] *Next Nature*. Referencia a imagen en página web, consultada en 2011.04.04. URL: <http://www.nextnature.net/2007/07/x-finger/>.
- [54] Chetcpo. *Upper Extremity Protheses Harnessing Control*. Página web consultada en 2012.06.04. Upper Limb Prothesis. Orthosis y Prothesis web site. URL: http://www.youtube.com/watch?v=0_tkXDxrbUE.

- [55] Timothy David Dr. Shayne Gooch Harry McCallion. *Wrist Extension Orthosis*. English. Página web consultada en 2012.06.04. U. Canterbury. URL: <http://www.bioengineering.canterbury.ac.nz/groups/wrist.shtml>.
- [59] MatWeb. *Material Property Database*. English. Página web consultada en 2012.04.04. Copyright 1996-2012 MatWeb. URL: <http://www.matweb.com>.

Glosario

Anastomosis	Es un término usado en Biología, Micología, Medicina y Geología, que refiere a la unión de unos elementos anatómicos con otros de la misma planta, animal o estructura (i.e. bifurcación), página 2
CAD	Programas de diseño asistido por computadora, página 7
Excursión	Aquí se denota como excursión a la distancia que recorre el cable de transmisión en el sistema de cable-arnes. Es de vital importancia que su valor sea suficiente como para actuar el mecanismo (es un parámetro de diseño), página 97
Exoesqueleto	Armazón externo que ayuda a moverse a su portador y a realizar cierto tipo de actividades, como lo es el cargar peso, página 9
Férula	Es un dispositivo o estructura de metal, madera, yeso, cartón, tela o plástico que se aplica con fines generalmente terapéuticos. Las más usadas son para tratamiento de fracturas o como complemento de cirugías ortopédicas y en odontología, página 5
Háptica	El estudio del comportamiento del contacto y las sensaciones, página 9
Kinesiterapia	O cinesiterapia (en algunos países) es el arte y la ciencia del tratamiento de enfermedades y lesiones mediante el movimiento. Está englobada en el área

- de conocimiento de la fisioterapia y debe ser realizada por un fisioterapeuta bajo prescripción médica, página 5
- Lluxación glenohumeral Lesión cápsulo-ligamentosa con pérdida parcial permanente del contacto de las superficies articulares en el hombro., página 8
- Metacarpofalángica Articulación entre el metacarpo y la falange proximal, página 13
- Miembro superior Alguna de las dos extremidades superiores del cuerpo humano (brazos), página 1
- Obstétricias Referente al periodo del embarazo, parto y puerperio, página 4
- Ortoprótisis Aparato externo utilizado para modificar las condiciones estructurales y funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto, así como para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente, página 2
- Parálisis braquial obs. Es una complicación generalmente adquirida del mecanismo de parto. Ocurre por una lesión mecánica del plexo braquial, que tiene lugar en el momento del nacimiento, por lo que al estirar las raíces nerviosas dejan de funcionar y de transmitir estímulos, página 1
- Plexo braquial Estructura nerviosa localizada en la base del cuello y el hueco axilar, responsable de la inervación muscular y cutánea del miembro torácico. Se ubica aproximadamente por el cuello, la axila y el brazo, página 1
- Sensibilidad Determina la variación de la respuesta observada de una variable del sistema en relación con la variación de distintas variables de diseño. Casi todos están basados en el conocimiento de las derivadas de una

- función, denominada función objetivo, respecto a las variables de diseño (Cristobal2003), página 101
- Sensor Dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas, página 9
- Simpático (s. nervioso) Es un sistema nervioso compuesto de dos cadenas de 23 ganglios situados a lo largo y a los dos lados de la columna vertebral, y que presiden la respiración, la circulación, las secreciones, y en general todas las funciones de la vida de nutrición, página 2
- Supercompensación Se define como el estado de mayor capacidad de rendimiento, que se presenta luego de efectuar un estímulo (carga de entrenamiento), página 19
- TRIZ Es un acrónimo ruso para Teoría para Resolver Problemas de Inventiva (Tieoriya Riesheniya Izobrieta-tielskij Zadach), la teoría de resolución de problemas y de invención, desarrollada por Genrich Alts-huller y sus colegas desde 1946., página 69
- Órtesis Un dispositivo adaptado externamente para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético, página 5